FACULTÉ DE MÉDECINE DE PARIS

ANNEE 1966

N° 783

THÈSE

POUR LE

DOCTORAT EN MÉDECINE

DIPLOME D'ETAT

PAR

Christiane SOMMER

née le 10 septembre 1937 à RABAT (Maroc)

Présentée et soutenue publiquement le :

CONTRIBUTION A L'ETUDE DES PERTES DE CHARGES DANS LES SONDES D'INTUBATION ET DES CIRCUITS VENTILATOIRES

Président ; M. Jean BAUMANN, Professeur.

EDITIONS A.G.E.M.P. — 8, RUE DANTE - PARIS-Ve

FACULTÉ DE MÉDECINE DE PARIS

ANNEE 1966 N°

THÈSE

POUR LE

DOCTORAT EN MÉDECINE

DIPLOME D'ETAT

PAR

Christiane SOMMER

née le 10 septembre 1937 à RABAT (Maroc)

Présentée et soutenue publiquement le :

CONTRIBUTION A L'ETUDE DES PERTES DE CHARGES DANS LES SONDES D'INTUBATION ET DES CIRCUITS VENTILATOIRES

Président ; M. Jean BAUMANN, Professeur.

EDITIONS A.G.E.M.P. — 8, RUE DANTE - PARIS-Ve

UNIVERSITEITSBIBLIOTHEEK LEIDEN

1/1/1966

PROFESSEURS HONORAIRES :

MM. Alajouanine (T.), Aubin (A.), Bénard (H.), Binet (L.), Bulliard (H.), Cathala (J.), Chabrol (E.), Chailley-Bert (P.), Debré (R.), Fey (B.), Galliard (H.), Gaudart d'Allaines (F. de), Gennes (L. de), Halphen (E.), Hazard (R.), Heuyer (G.), Laroche (G.), Lavier (G.), Lelong (M.), Lévy-Solal (E.), Lian (C.), Marchal (G.), Mathieu (P.), Monod (R.), Moreau (R.), Moulonguet (P.), Pasteur Vallery-Radot, Petit-Dutaillis (D.), Piédelièvre (R.), Quénu (J.), Renard (G.), Richet (C.), Senèque (J.), Strohl (A.), Tanon (L.), Verne (J.).

DOYEN . . . . . Georges BROUET.

1er ASSESSEUR . . . . . } Daniel BARGETON

2e ASSESSEUR . . . . . } Jean GOSSET

I. — PROFESSEURS

1° CHAIRES DE SCIENCES FONDAMENTALES

a) Professeurs titulaires :

	MM.
Anatomie	DELMAS (A.)
Anatomie et cytologie pathologiques	DELARUE (J.)
Anesthésiologie	BAUMANN (J.)
Bactériologie et virologie	TOURNIER (P.)
Biochimie médicale	JAYLE (M.-F.)
—	POLONOVSKI (J.)
Biologie appliquée à l'Education physique et aux Sports	MALMEJAC (J.)
Biologie médicale	FAUVERT (R.)
Biophysique médicale	BUGNARD (L.)
—	DOGNON (A.)
—	DJOURNO (A.)
Cancérologie médicale et sociale	DENOIX (P.)
Chimie pathologique	SCHAPIRA (G.)
Embryologie	TUCHMANN (H.)
Génétique fondamentale	LEJEUNE (J.)
Histoire de la médecine et de la chirurgie	COURY (Ch.)
Histologie	GIROUD (A.)
Hygiène et médecine préventive	BOYER (J.)
Médecine du Travail	DESOILLE (H.)
Médecine légale	DEROBERT (L.)
Microbiologie (Bactériologie et virologie)	FASQUELLE (R.)
Parasitologie	BRUMPT (L.-C.)
Pathologie chirurgicale	LAURENCE (G.)
—	KUSS (R.)
—	VERNE (J.-M.)
Pathologie exotique	N...
Pathologie expérimentale et comparée	MERKLEN (F.-P.)
Pathologie médicale	LAROCHE (Cl.)
—	BRICAIRE (H.)
—	PÉQUIGNOT (H.)
Pathologie respiratoire	TURIAF (J.)
Pathologie et thérapeutique générales	N...
Pharmacologie	CHEYMOL (J.)
—	LEVY (Mlle J.)
Physiologie	BARGETON (D.)
—	PARROT (J.)
Physiologie et pathologie obstétricales	LEPAGE (F.)
Radiologie médicale	DESGREZ (H.)

	MM.
Technique chirurgicale et Chirurgie expérimentale	CAUCHOIX (J.)
Thérapeutique	CONTE (M.)
Thérapeutique appliquée	LAMOTTE (M.)

b) **Professeurs à titre personnel :**

Anatomie anthropologique	OLIVIER (G.)
Anatomie pathologique	NEZELOF (Ch.)
Bactériologie	BARBIER (P.)
Biochimie médicale	DESGREZ (P.) DREYFUS (J.-Cl.)
Biologie médicale	BOURLIÈRE (F.)
Histologie	COUJARD (R.)
Parasitologie	LARIVIÈRE (M.)
Pathologie expérimentale	LOEPER (J.) RICHET (G.)
Physiologie	DEJOURS (P.) ROUCAYROL (J.-Cl.) SCHERRER (J.)
Physique médicale	KELLERSHOHN (L.) GOUGEROT (L.) TUBIANA (M.)
Radiologie médicale	FISCHGOLD (H.)

2° CHAIRES DE SCIENCES CLINIQUES

a) **Professeurs titulaires :**

		MM.
Clinique carcinologique chirurgicale (Necker)		REDON (H.)
Clinique cardiologique (Broussais)		SOULIÉ (P.)
— — (Boucicaut)		LENÈGRE (J.)
Cliniques chirurgicales	Beaujon	LORTAT-JACOB (J.-L.)
	—	N...
	Cochin	LEGER (L.)
	Hôtel-Dieu	PATEL (J.)
	Saint-Antoine	GOSSET (J.)
	Salpêtrière	SICARD (A.)
	Tenon	OLIVIER (Cl.)
Clinique chirurgicale orthopédique et traumatologique (Cochin)		MERLE d'AUBIGNÉ (R.)
— — — (Foch)		PADOVANI (P.)
Clinique de chirurgie infantile et orthopédique (Enfants-Malades)		FÈVRE (M.)
Clinique de chirurgie cardio-vasculaire (Broussais)		DUBOST (Ch.)
Clinique de chirurgie pleuro-pulmonaire (Laennec)		MATHEY (J.)
Clinique dermatologique (Saint-Louis)		DUPERRAT (F.)
Clinique endocrinologique (Pitié)		DECOURT (J.)
Clinique de Génétique médicale (Enfants-Malades)		LAMY (M.)
Clinique gynécologique (Broca)		HUGUIER (J.)
Clinique des maladies cutanées et syphilitiques (Saint-Louis)		DEGOS (R.)
Clinique des maladies des enfants (Enfants-Malades)		TURPIN (R.)
Clinique des maladies infectieuses (Claude-Bernard)		MOLLARET (P.)
Clinique des maladies mentales et de l'encéphale (Sainte-Anne)		DELAY (J.)
Clinique des maladies métaboliques (Necker)		HAMBURGER (J.)
Clinique des maladies du sang (Broussais)		BERNARD (J.)
Clinique des maladies du système nerveux (Salpêtrière)		CASTAIGNE (P.)
Cliniques médicales	Bicêtre	DEPARIS (M.)
	Broussais	MILLIEZ (P.)
	Cochin	BROUET (G.)
	Hôtel-Dieu	BARIÉTY (M.)
	Laribosière	SÈZE (S. de)
	Pitié	DREYFUS (G.)
	Saint-Antoine	KOURILSKY (R.)
	Saint-Antoine	BOUDIN (G.)

	MM.
Clinique d'hydrologie et de climatologie (Bichat)	DEBRAY (Ch.)
Clinique médicale infantile et pédiatrie sociale (Enfants-Malades)	MARIE (J.)
Clinique médicale propédeutique (Broussais)	JUSTIN-BESANÇON (L.)
Clinique médico-sociale du diabète sucré et des maladies de la nutrition (Hôtel-Dieu)	DEROT (M.)
Clinique de neuro-chirurgie (Pitié)	DAVID (M.)
Clinique neurologique (Salpêtrière)	GARCIN (R.)
Cliniques obstétricales — Baudelocque	LACOMME (M.)
Cliniques obstétricales — Saint-Antoine	MERGER (R.)
Clinique obstétricale et gynécologique (Port-Royal)	VARANGOT (J.)
Clinique ophtalmologique (Hôtel-Dieu)	OFFRET (G.)
— — (Cochin)	BREGEAT (P.)
Clinique oto-rhino-laryngologique (Lariboisière)	AUBRY (M.)
Clinique de pédiatrie	MOZZICONACCI (P.)
Clinique de pédiatrie et de puériculture (Saint-Vincent-de-Paul)	THIEFFRY (S.)
Clinique de pneumo-phtisiologie (Laennec)	BERNARD (E.)
Clinique de neuro-psychiatrie infantile (Salpêtrière)	MICHAUX (L.)
Clinique de rhumatologie médicale et sociale (Cochin)	COSTE (F.)
Clinique stomatologique (Salpêtrière)	DECHAUME (M.)
Clinique thérapeutique chirurgicale (Vaugirard)	ROUX (M.)
Clinique thérapeutique médicale (Saint-Antoine)	LEMAIRE (A.)
Clinique toxicologique	GAULTIER (M.)
Clinique traumatologique et orthopédique (R.-Poincaré)	JUDET (R.)
Clinique urologique (Cochin)	ABOULKER (P.)
— — (Necker)	COUVELAIRE (R.)
Hygiène et clinique de la première enfance (Trousseau)	LAPLANE (R.)
Séméiologie médicale (A. Chantin)	DOMART (A.)
— — (Lariboisière)	BOUVRAIN (Y.)
— — (Pitié)	RAMBERT (P.)
— — (Rothschild)	WOLFROMM (R.)
Séméiologie et clinique chirurgicales (Broussais)	POILLEUX (F.)

b) Professeurs à titre personnel :

Hématologie	ANDRÉ (R.)
	BOUSSER (J.)
Hydrologie et climatologie	GIBERTON (A.)
Maladies infectieuses	BASTIN (R.)
Médecine	AZERAD (E.)
	BOUR (H.)
	CABROL (Ch.)
	GROSSIORD (A.)
	LAMBLING (A.)
	LAUNAY (Cl.)
	PAYET (M.)
	PERRAULT (M.)
	SIGUIER (F
	WORMS (R.)
Neuro-chirurgie	LE BEAU (J.)
Neurologie	LHERMITTE F.
Neuro-psychiatrie	PICHOT (P.)
Oto-Rhino-Laryngologie	MADURO (R.)
Pédiatrie	POLONOVSKI (Cl.)
	ROYER (P.)
Pneumo-Phtisiologie	KREIS (B.)
	MEYER (A.)
Rhumatologie	DELCARNE (F.)

II. — PROFESSEURS SANS CHAIRE

	MM.		MM.
Anatomie pathologique . .	GOUYGOU (Ch.)	Hématologie	BILSKI-PASQUIER (B.)
Anesthésiologie	VOURC'H (G.)	Maladies infectieuses . . .	DUPONT (V.)
Bactériologie	CHRISTOL (D.)	Physique médicale	COURSAGET (J.) GREMY (F.)
Biochimie médicale	CARTIER (P.) GONNARD (P.)	Physiologie	GIRARD (Fr.)
Biologie médicale	HARTMANN (L.)	Stomatologie	CHAPUT (Mme A.)
		Thérapeutique	CHASSAGNE (P.)

III. — PROFESSEURS DÉTACHÉS DANS LES UNIVERSITÉS ÉTRANGÈRES

Bactériologie . . . . . HAUDUROY (P.) Pr. s. ch

Pathologie chirurgicale . . . . . RUDLER (J.) Pr. s. ch.

IV. — PROFESSEUR ASSOCIÉ

Statistique médicale et épidémiologique . . SCHWARTZ (D.)

Secrétaire général de la Faculté . . . . . M. LENA (J.)

Conseillers administratifs . . . . . Mlle CHAINTREUIL (G.) M. FAYE (R.)

Conservateur en Chef de la Bibliothèque . Conservateur du Musée d'Histoire de la Médecine . . . . . M. le Docteur HAHN (A.)

Conservateurs . . . . . Mlles DUMAITRE (P.), LAURENT (H.), LE NOIR (G.),

Bibliothécaires . . . . . Mmes CONTET (J.), FORGET (F.), Mlles DUROZOY (M.-F.), ROBERGE (D.), Dr SCHILLER (J.)

Par délibération en date du 9 décembre 1798, l'Ecole a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui seront présentées, doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner aucune approbation ni improbation.

A MON PERE,

A MA MERE,

qu'ils trouvent ici l'expression de ma profonde affection et de ma gratitude.

A MA SOEUR,

A MON BEAU-FRERE,

A MA NIECE.

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546821_0051

A Monsieur le Professeur Agrégé BAUMANN

Titulaire de la Chaire d'Anesthésiologie,
Chirurgien des Hôpitaux de Paris,
Membre de l'Académie de Chirurgie,
Officier de la Légion d'Honneur,

qui a bien voulu accepter la présidence de cette thèse.

En très respectueux hommage.

A Monsieur le Professeur Agrégé CARA,

Professeur Agrégé d'Anesthésiologie,
Chef du Laboratoire de Physique expérimentale
de l'Assistance Publique à Paris,
Chevalier de la Légion d'Honneur.

qui a bien voulu m'accueillir dans son service.

En témoignage de reconnaissance et de respect.

A Monsieur le Docteur JOLIS,

Assistant d'Anesthésiologie des Hôpitaux,
Chef de Travaux à la Faculté,

qui m'a inspiré le sujet de cette thèse
et m'a guidée avec tant de bienveillance.

Qu'il soit assuré de mon respect et de ma
profonde gratitude.

A Monsieur le Docteur André DURANTEAU,

Assistant d'Anesthésiologie des Hôpitaux de Paris,

mon maître et mon guide dans le domaine de l'Anesthésiologie,

dont l'enseignement m'a remplie d'admiration.

A Madame le Professeur Agrégé DELEGUE,

qui m'a initiée à l'anesthésiologie infantile et que je remercie très vivement pour son enseignement.

A Madame le Docteur CABROL,

Assistante d'Anesthésiologie des Hôpitaux de Paris,

sous le regard de qui j'ai commencé ma spécialité.

En déférente reconnaissance.

A Madame LORD,

Attachée d'Anesthésiologie des Hôpitaux
de Paris,

qui a été pour mois plus qu'un maître.
En témoignage de ma profonde affection.

A tous ceux qui me sont chers,

A mes aînés dans la profession,

qui ont marqué par leur exemple et leurs conseils

mes premières années universitaires.

INTRODUCTION

L'écoulement des gaz dans les circuits respiratoires, les sondes d'intubation, les voies aériennes elles-mêmes, donne lieu à un phénomène dit "perte de charge", différence de pressions régnant entre les points du circuit entre lesquels le phénomène est mesuré.

Connu depuis longtemps - au moins un siècle - ce phénomène de perte de charge présente un regain d'intérêt en raison de l'extension des techniques d'anesthésie et de ventilation artificielle. Ces pertes de charge sont en effet très importantes chez certains insuffisants respiratoires et chez les jeunes enfants.

L'objet de notre travail est la mesure des pertes de charges dans les différents éléments du circuit ventilatoire (sondes, raccords, tuyaux) à l'exclusion des voies aériennes naturelles.

Notre plan sera le suivant :

Dans une première partie, nous rappellerons la définition des pertes de charge et détaillerons les moyens d'études simples que nous avons utilisés.

Nous exposerons dans une seconde partie le résultat des mesures faites en régime d'écoulement continu dans les différents éléments des circuits respiratoires particulièrement dans les sondes.

Le phénomène de perte de charge en ventilation artificielle par insufflation sera envisagé dans une troisième partie.

Nous exposerons enfin les conclusions que nous croyons pouvoir tirer de notre travail.

oOo

PREMIERE PARTIE

DEFINITION ET MOYENS D'ETUDE

A - Définition de la perte de charge.

Lorsqu'un fluide s'écoule dans un conduit, la pression ou "charge" diminue d'amont en aval.

On appelle "perte de charge" entre deux sections du conduit, la différence de pression régnant entre ces deux sections.

Le régime de l'écoulement dépend d'un certain nombre de facteurs : du tube tout d'abord (diamètre, longueur, forme), puis des coudes et courbures, de l'aspect de la paroi (rugueux ou lisse), de la viscosité, de la densité et du débit du gaz.

Lorsque le débit est relativement faible, dans un tube droit à parci lisse, l'écoulement se fait de façon laminaire et on peut appliquer la loi de POISEUILLE. Les molécules se déplacent parallèlement aux parois de la canalisation. La perte de charge est alors proportionnelle au débit, au coefficient de viscosité du gaz et à la longueur du tube et inversement proportionnelle à la quatrième puissance du diamètre ; la densité du gaz n'intervient pas.

On peut écrire :

$\Delta P = K_1 \times D$

ΔP = différence de pression régnant entre deux sections du conduit ou perte de charge.

D = débit du fluide.

K_1 = visquance.

et $K_1 = k_1 \times \frac{\ell}{S^2} \times$

$k_1 = \frac{2}{\pi}$ si la canalisation a une section circulaire.

ℓ = la longueur de la canalisation entre les deux sections.

S = la section.

μ = coefficient de viscosité du fluide.

d'où $\Delta P = k_1 \times \frac{\ell}{S^2} \times \mu \times D.$

Mais dans la plupart des cas le régime est turbulent, c'est-à-dire que les filets de gaz ne s'écoulent plus parallèlement à l'axe du tube, mais suivant un trajet anarchique et constituent par endroit des tourbillons mettant en jeu des effets d'inertie considérables. Le rapport pression-débit ou ("résistance") est plus élevé qu'en régime laminaire. Ceci, déjà observé dans les tubes lisses dès que le débit est important (suivant la formule de REYNOLDS, chaque fois que le débit d'air exprimé en l/s dépasse 0,29 fois le diamètre du tube exprimé en cm), encore plus important lorsqu'il existe des aspérités de la paroi, des courbures, des angles et surtout des différences de diamètre entre les différentes parties du tube, ce qui est souvent le cas dans la pratique de la réanimation et de l'anesthésie.

B - Moyens d'étude.

Qu'il s'agisse de régime continu (écoulement simple) ou de régime alternatif (ventilation spontanée ou artificielle) la technique simple utilisée par nous a consisté à mesurer les variations de pression obtenues lors de divers régimes d'écoulement d'un gaz donné.

1 - Gaz utilisés :

Nous avons utilisé l'oxygène pur, sec, à la température de 25° centigrades. Conformément au décret n° 61.501 du 3 mai 1961 rendant obligatoire en France l'utilisation du système international (S.I.), nous avons exprimé les débits en litre par minute (l/mn).

Les résultats obtenus dans des conditions identiques de température et de pression atmosphérique, en faisant circuler des gaz différents (0_2, N_2O et air) dans un circuit comportant la même résistance montre que, pour un débit identique, la perte de charge est :

- sensiblement la même pour l'air et l'oxygène,
- plus élevée pour le protoxyde d'azote que pour les 2 gaz précédents, d'environ 33 p.100 (fig. 1).

2 - Manomètres :

La perte de charge entre les deux sections d'un conduit étant la différence de pression régnant entre les deux sections, cera mesurée comme les pressions elles-mêmes à l'aide d'un manomètre.

Il en existe deux types :

- les uns mesurent la pression absolue : ce sont des baromètres, qui ne servent pratiquement qu'à mesurer la pression atmosphérique; On se sert du vide comme second milieu de référence.

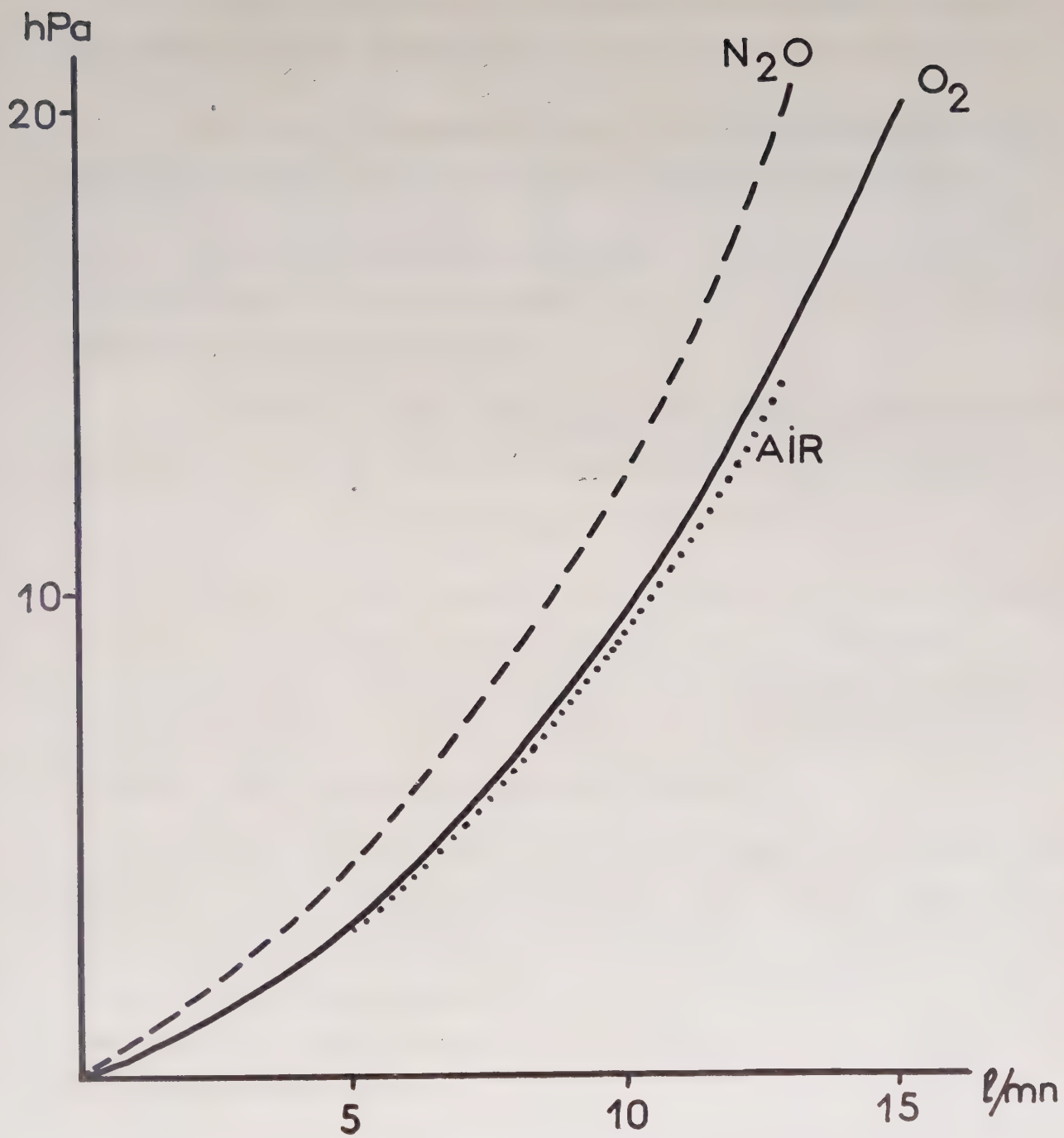


Figure 1 - Etude des pertes de charge avec l'oxygène, le protoxyde d'azote et l'air.

- les autres mesurent la différence de pression entre deux milieux.

C'est à certains de ces manomètres que nous avons fait appel : manomètres à liquide, en U et à tube incliné, et les manomètres à capsule.

En régime d'écoulement continu, nous avons utilisé des manomètres à liquide dont le montage est facile et la théorie très générale.

Nous avons très simplement utilisé le manomètre à eau : manomètre en U pour les mesures les plus courantes et manomètre à tube incliné pour les mesures de très faibles pressions.

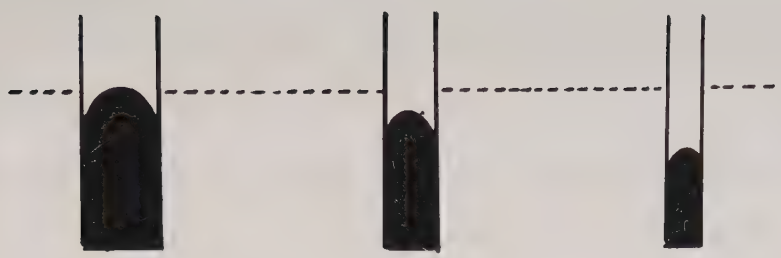
Il faut tenir compte de la tension superficielle du liquide qui introduit une cause d'erreur, une pression supplémentaire selon la formule :

Pression = Tension x Courbure.

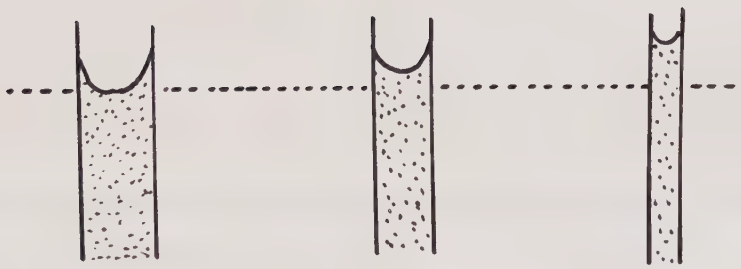
Nous avons donc utilisé un tube non capillaire, sinon il se serait formé à la surface du liquide un ménisque qui peut avoir deux sens. La pression développée par la tension superficielle s'ajoute ou se retranche selon le sens du ménisque, le mercure repousse la surface, tandis que l'eau au contraire, liquide mouillant, tire sur elle (fig. 2).

Enfin, nous avons choisi l'eau comme liquide manométrique. Les pressions sont exprimées en Pascals (Pa), la pression atmosphérique "normalisée" est de 101.325 Pa, et en pratique, pour la grandeur des phénomènes étudiés, on peut écrire qu'une pression provoquant dans un manomètre une dénivellation de 1 cm de hauteur d'eau est de 100 Pa en 1 hectopascal (1 hPa) conformément au système international.

Le manomètre en U est constitué par un tube dont les deux branches sont verticales, l'une (A) est reliée au gaz G dont la pression est à mesurer, l'autre (B) étant à l'air libre.



CAS DU MERCURE



CAS DE L'EAU

Figure 2 - Phénomène de capillarité. (en b. et c.)

Le gaz arrive en A et provoque à la surface du ménisque une pression P qui provoque si P est supérieur à la pression atmosphérique une ascension de l'eau dans la branche B où règne la pression atmosphérique. La dénivellation h que l'on mesure à l'aide d'une règle graduée, exprime la différence de pression entre la pression atmosphérique et la pression sous laquelle on envoie le gaz en A. (fig. 3)

Le manomètre incliné est constitué par un tube de verre A non capillaire, incliné environ à 5° sur l'horizontale, contenant de l'eau et relié à une cuve de grand diamètre B.

La variation de niveau est pratiquement nulle au niveau de la cuve cependant que les mouvements du ménisque dans le tube incliné traduisent de façon extrêmement sensible les faibles variations de pression (fig. 4) La longueur ℓ est beaucoup plus facile à lire que la hauteur h.

$$\ell = \frac{h}{\sin \alpha} \text{ , donc } \ell > h$$

L'inclinaison du tube a été réglée de façon à obtenir ℓ mm = = Pa

En régime alternatif (ventilation artificielle) nous avons utilisé un manomètre à capsule anéroïde incorporé au respirateur artificiel (fig. 4, en bas). Ce manomètre est constitué par une capsule dont le fond est solidaire d'un ressort qui équilibre les déplacements de celui-ci. Une aiguille fixée sur la capsule se déplace sur un cadran étalonné.

3 - Les capteurs (fig. 5)

Le capteur, appareil au niveau duquel le manomètre est relié en amont du phénomène à mesurer, ne doit pas introduire lui-même de cause supplémentaire de variation de pression. C'est ainsi qu'un capteur fin en forme d'Y peut donner lieu, selon le montage :

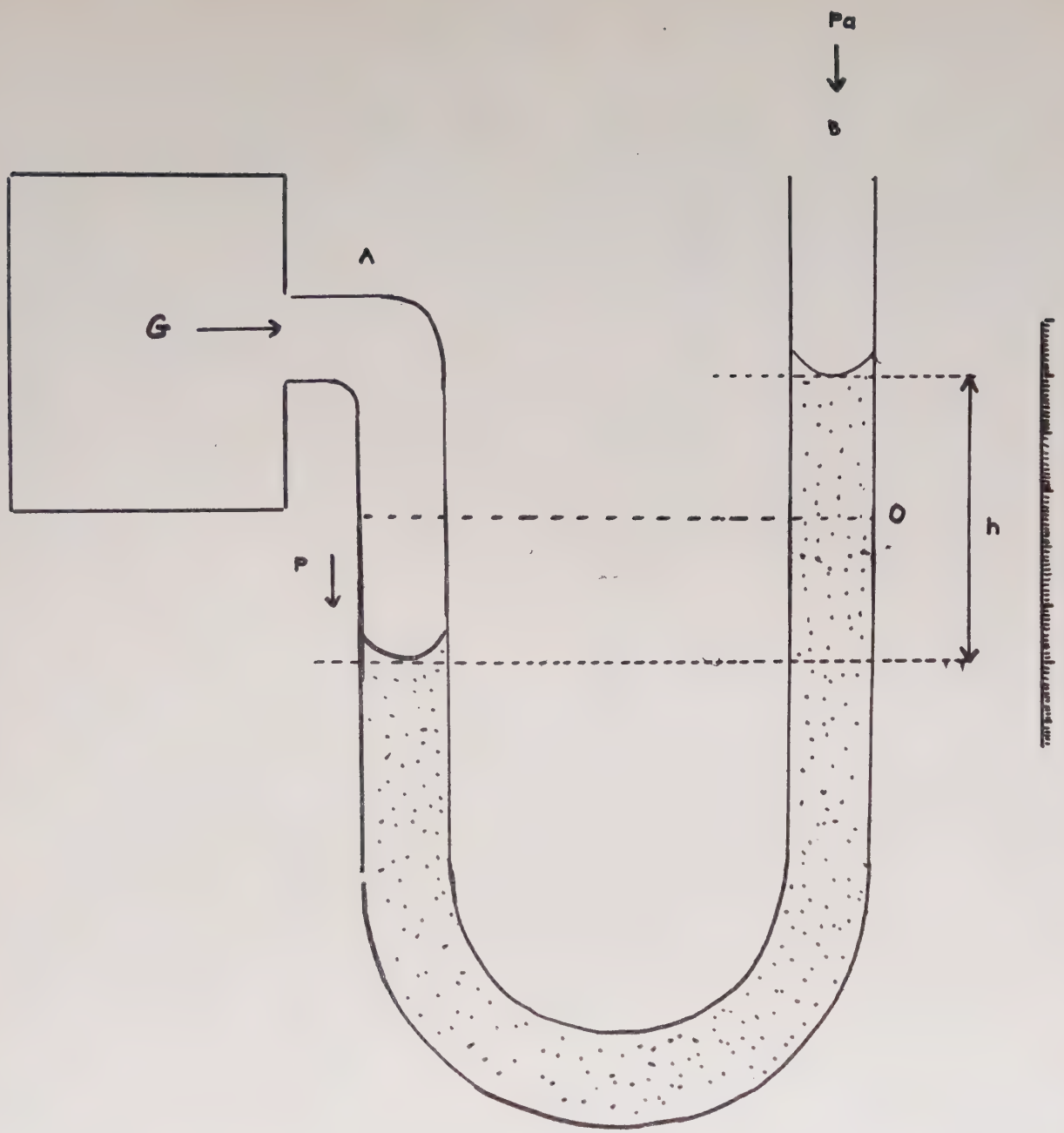
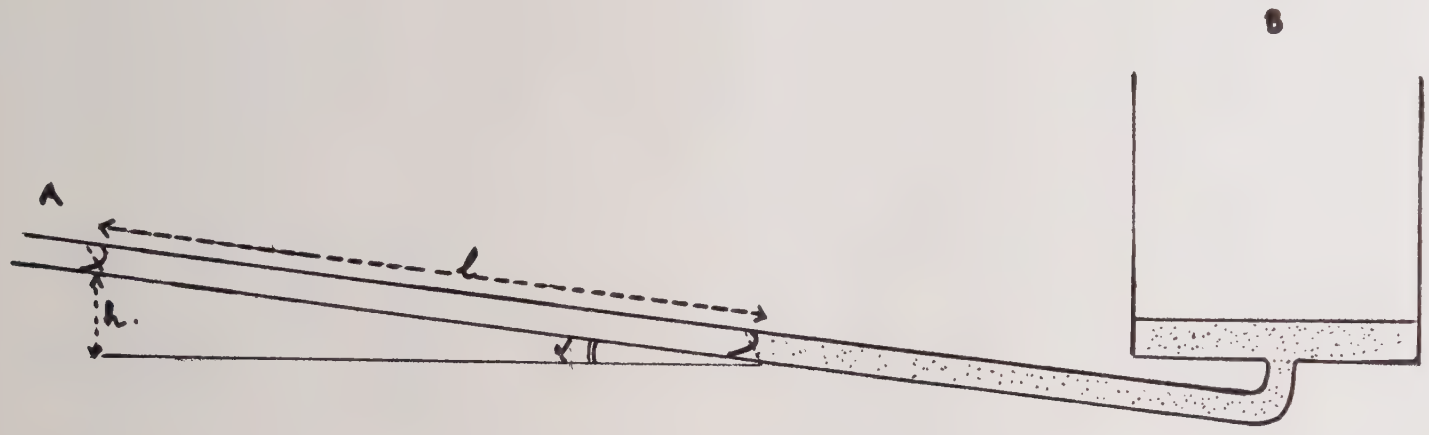
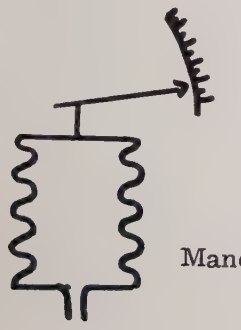


Figure 3 - Manomètre en U.

h : dénivellation
arrivée des gaz
eau.

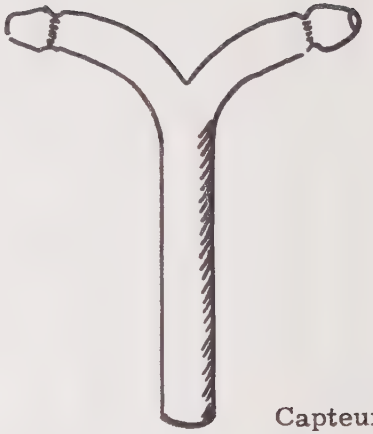




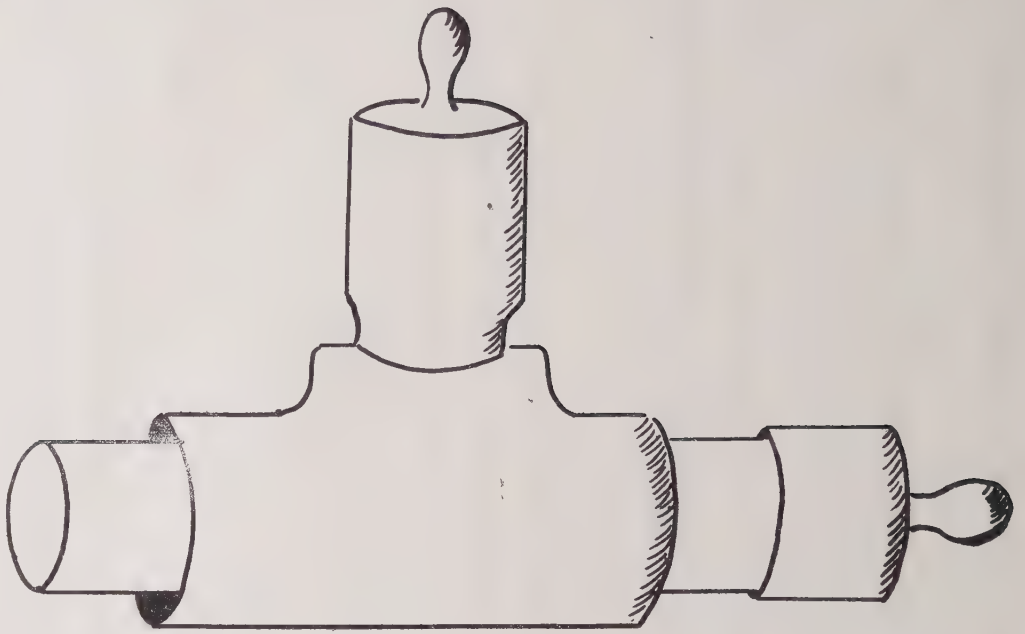
Manomètre anéroïde.

Figure 4 - Manomètre à tube incliné.

Figure 5 - Capteurs



Capteur fin en Y.



Capteur de gros calibre

- soit à une augmentation de pression dans le manomètre (fig. 5a)
- soit à un "effet de trompe" : effet de VENTURI (fig. 6C)

Pour remédier à cet inconvénient, on peut faire appel à plusieurs artifices :

- augmentation du calibre du capteur,
- rainures circulaires passant par l'orifice de captage.

Nous avons employé une pièce en T couramment utilisée en anesthésie (diamètre intérieur des cônes de raccord : 22 mm, 20 mm de diamètres médians du Th 26 mm).

Encore importe-t-il de ne pas réaliser malgré tout un effet de trompe ; c'est ainsi que l'arrivée des gaz doit se faire non pas par une des deux branches horizontales du T (effet de trompe fig. 6A) mais par la branche verticale, le jet de gaz se "brisant" sur la paroi opposée sans donner lieu à surpression ni effet de trompe (fig. 6 B).

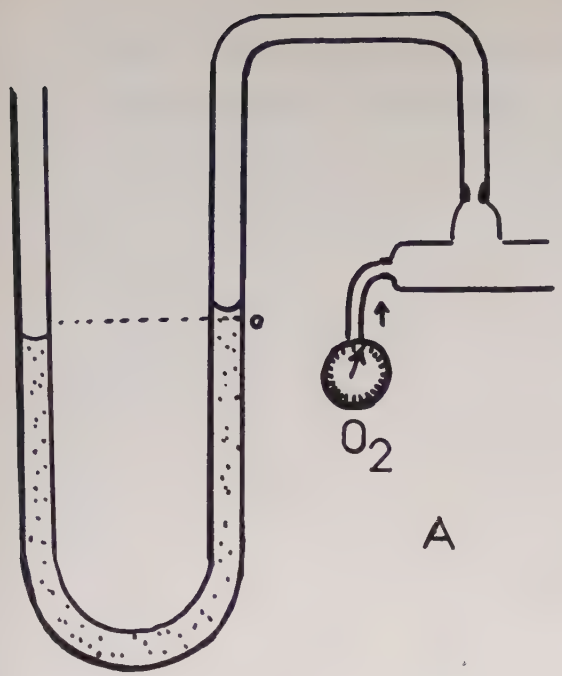
4 - Débit des gaz :

La mesure du débit a été faite en utilisant un débimètre du type "rotamètre", appareil sensible présentant une erreur de l'ordre de 2 %, parfaitement acceptable pour un travail essentiellement comparatif.

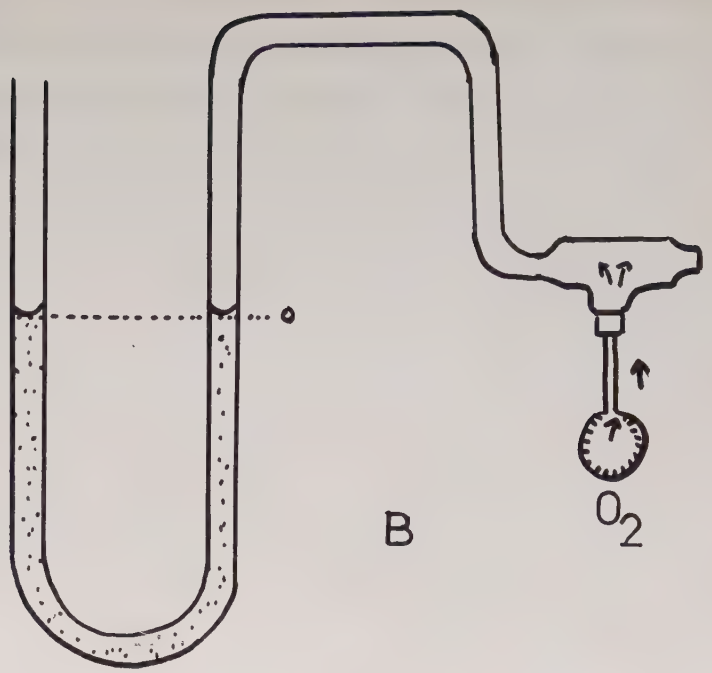
Le contrôle des débits a été effectué par débigraphie en utilisant comme débigraphe un spirographe, habituellement utilisé en physiologie respiratoire.

5 - Spirographie :

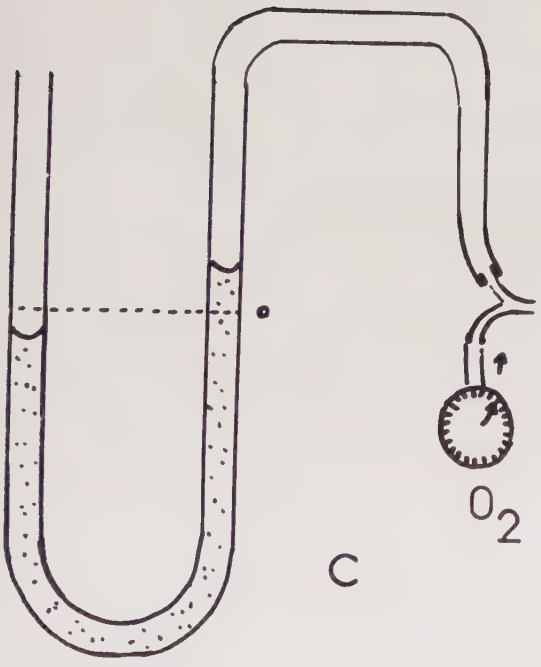
L'action des pertes de charges sur la ventilation a été étudiée en faisant apparaître des pertes de charge de différentes natures entre un respirateur artificiel et un modèle de poumon constitué par un soufflet.



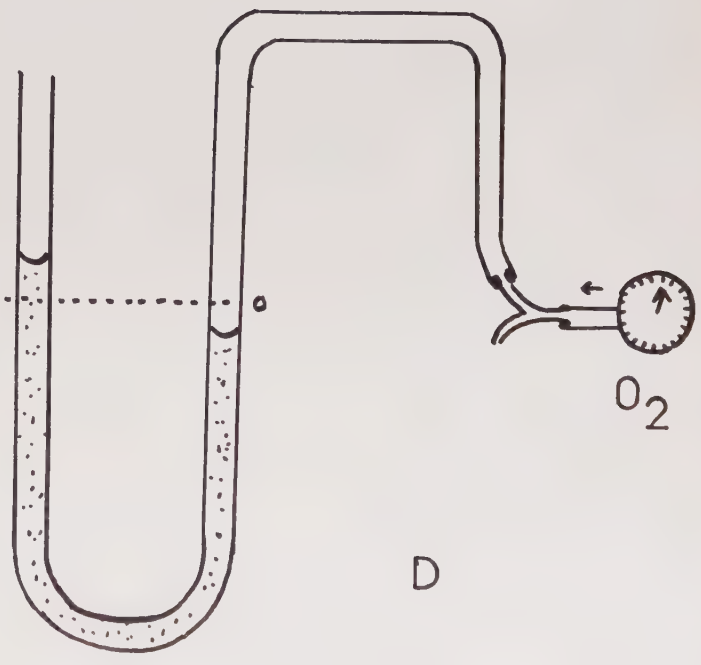
Petit effet de trompe.



Pas d'effet de trompe.



Effet de trompe



Erreur par surpression.

Figure 6 - Choix du capteur et de son montage.

Les variations de volume de ce poumon artificiel qui est enfermé dans un cylindre, sont donc enregistrées par pléthysmographie , grâce à un spirographe dont une des deux branches est obturée. (fig. 7).

oOo

Figure 7

A - Respirateur artificiel.

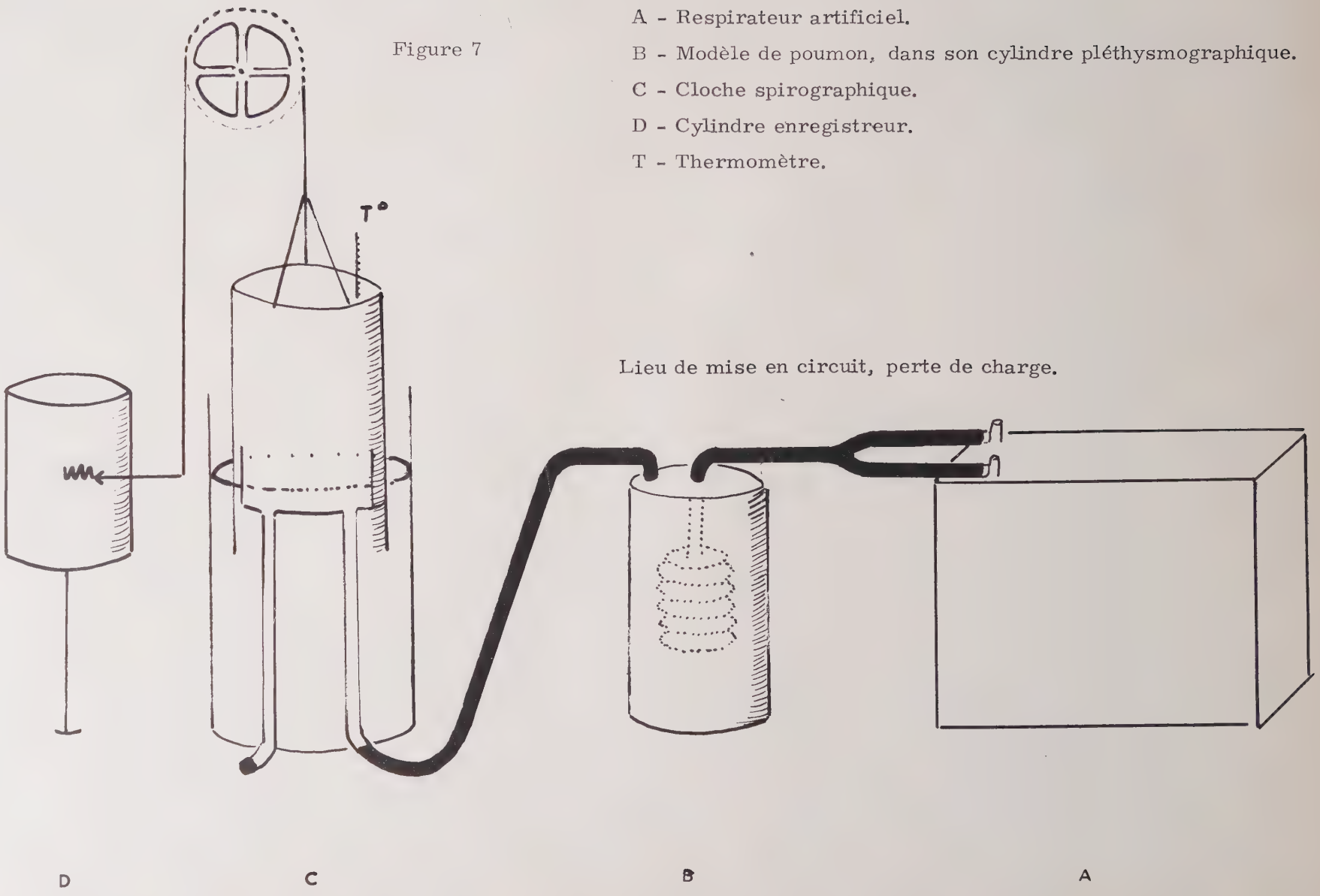
B - Modèle de poumon, dans son cylindre pléthysmographique.

C - Cloche spirographique.

D - Cylindre enregistreur.

T - Thermomètre.

Lieu de mise en circuit, perte de charge.



DEUXIEME PARTIE

Ce chapitre consacré à l'étude des pertes de charge en régime d'écoulement continu, dans les différents éléments des circuits respiratoires, en insistant tout particulièrement sur les sondes.

I - Les sondes.

Ici interviennent plusieurs facteurs :

- longueur
- calibre intérieur et débit
- forme
- courbures
- épaisseur de la paroi.

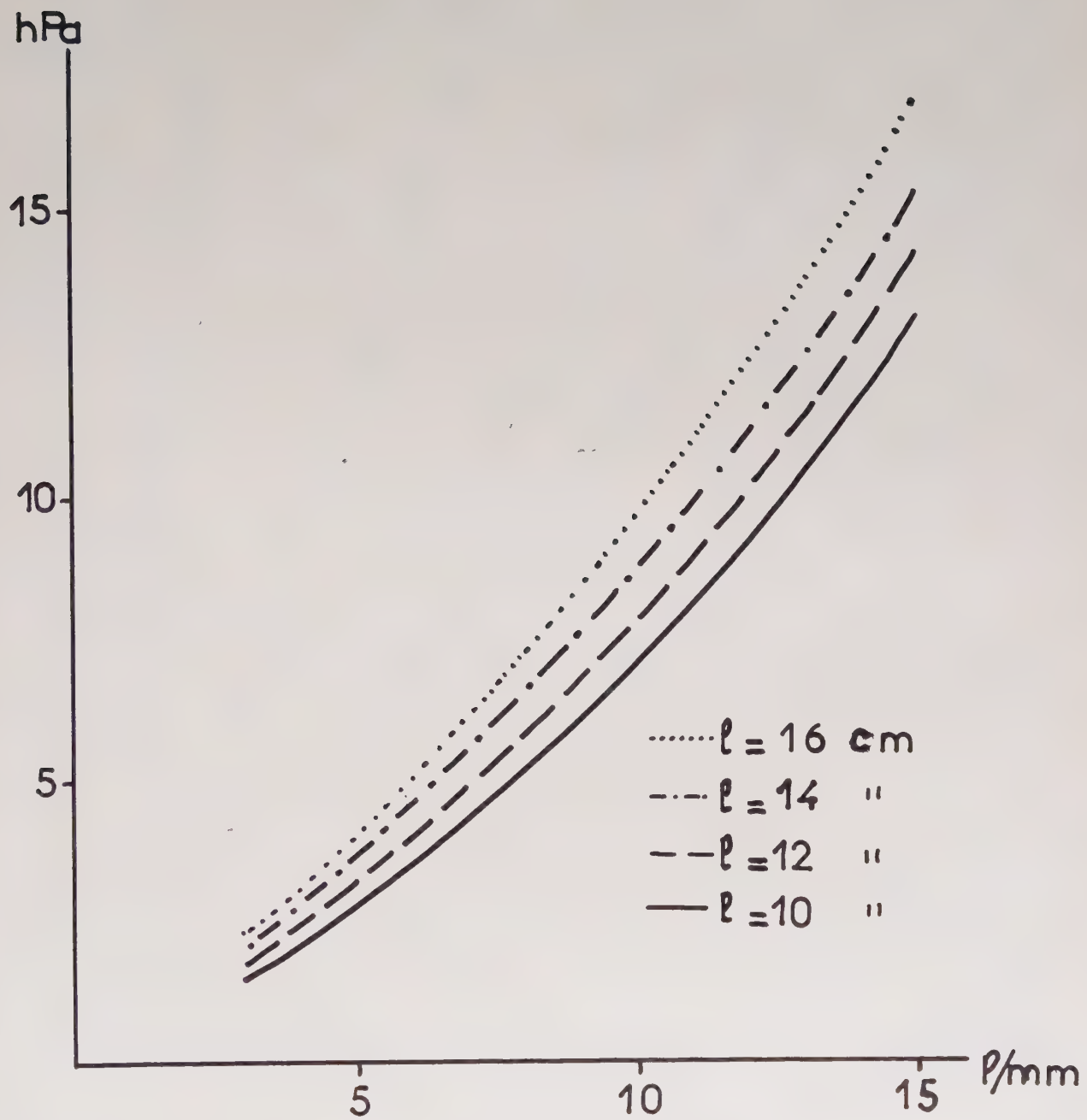
a - Longueur du tube :

La longueur du tube n'a pas de répercussions sensibles sur le régime des pressions pour les sondes adultes. Mais il n'en est pas de même dans le domaine des sondes infantiles où interviennent de façon notable le facteur longueur en plus des facteurs diamètre et débit.

La figure 8 illustre le phénomène de perte de charge en fonction de la longueur du tube et du débit pour un tube de diamètre constant (2,5 mm).

b - Calibre intérieur et débit :

Plus le calibre intérieur de la sonde sera petit, plus grandes seront les modifications de pressions. La figure 9 empruntée à GLAUSER, COOK et BOWGAS montre l'importance du phénomène en fonction du débit et du diamètre intérieur des sondes.



Firgure 8 - Perte de charge en fonction de la longueur du tube diamètre intérieur 2, 5 mm.

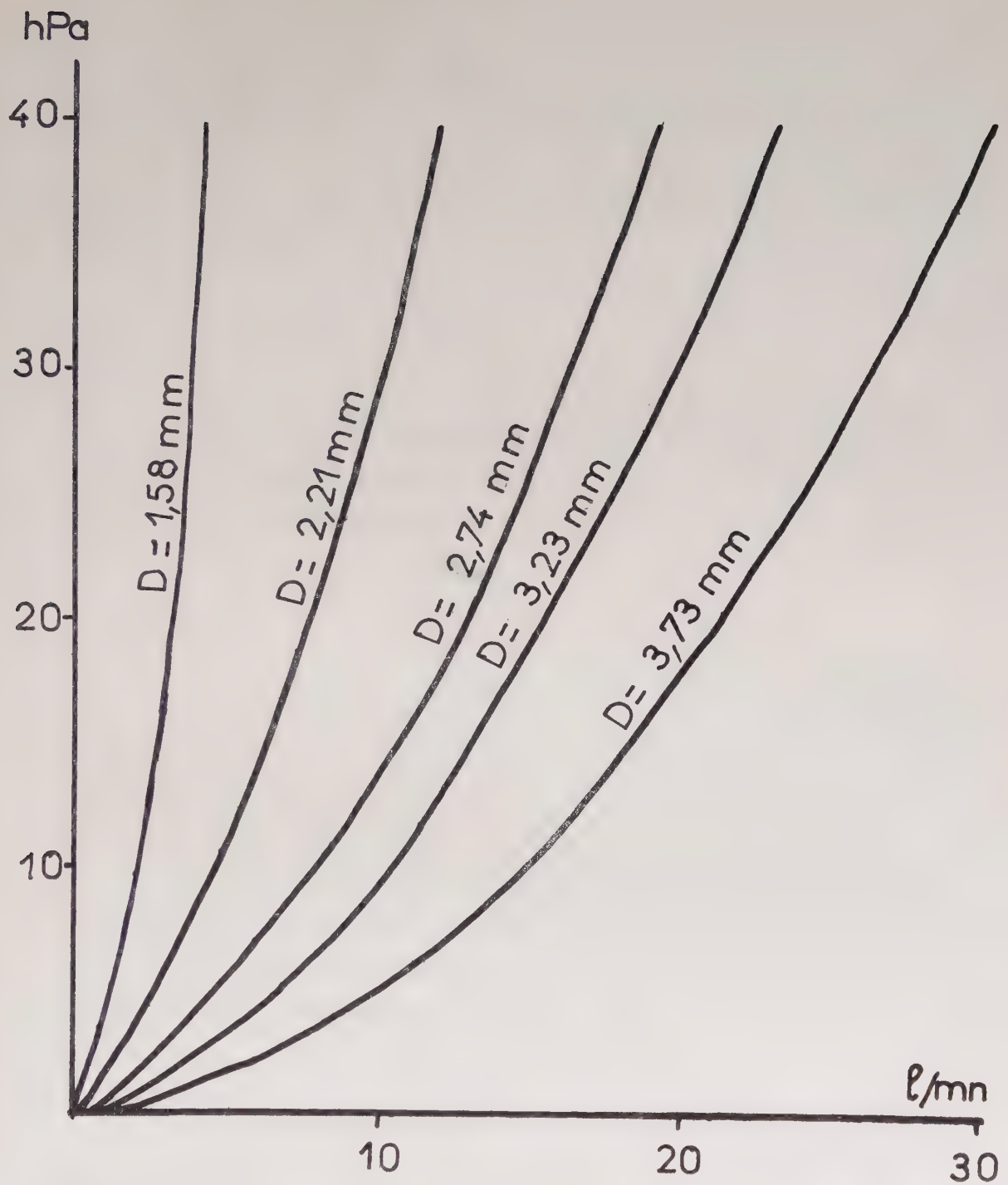


Figure 9 - Perte de charge en fonction du diamètre intérieur et du débit.
(d'après GLAUSER, COOK et BOUGAS).

c - Forme :

La forme du tube intervient également dans le processus étudié et pour cette raison certains auteurs ont préconisé l'utilisation en anesthésie infantile de tubes de COLE, tubes constitués de deux parties distinctes :

- l'une intratrachéale dont le calibre et la longueur sont variables selon le numéro du tube,

- l'autre bucco-pharyngée, de diamètre et longueur également variables selon le numéro du tube.

Ainsi la portion rétrécie destinée à être introduite entre les cordes vocales et l'anneau cricoïdien est-elle réduite au minimum, ceci diminuant d'autant les pertes de charge lors du passage du gaz (fig. I0 et II).

d - Courbures:

Plusieurs mesures faites avec des tubes non rectilignes et comparées à celles réalisées avec un tube rectiligne ont montré que les pertes de charge croissent, devenant plus élevées pour un tube en quart de cercle, et surtout un tube en demi-cercle, ou un tube constitué par deux quartz de cercle de convexités successives , opposées. La figure 12 expose les résultats obtenus. Négligeable en pratique normale, ce phénomène est important lors de la plicature d'une sonde dans les voies aériennes. Plus les débits seront faibles et le diamètre intérieur des sondes petit, plus seront grandes les modifications de pression.

Les canules de SJOBERG de grand et petit rayon de courbure n'ont pas montré de perte de charge sensiblement différentes.

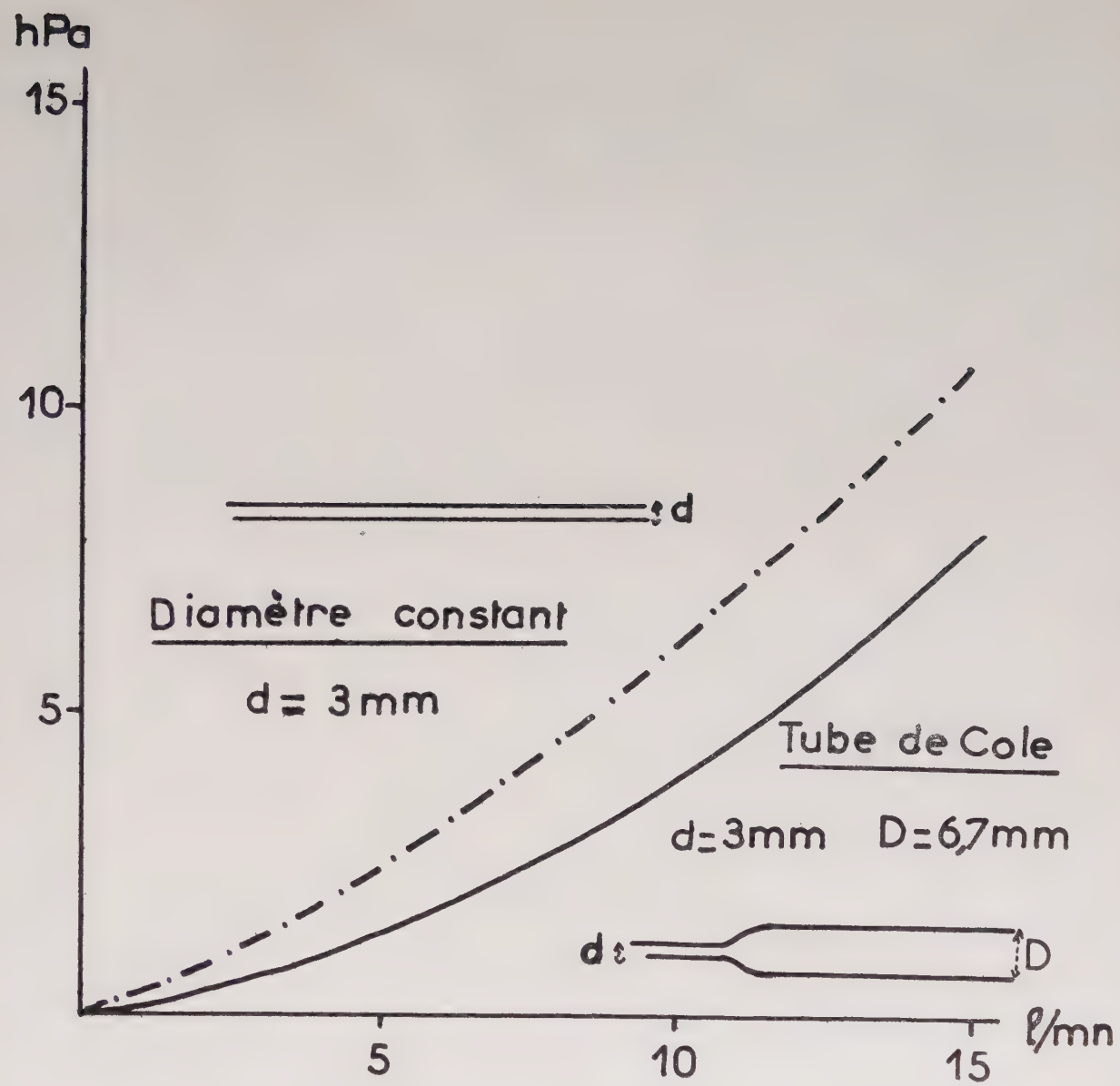


Figure 10 - Comparaison des pertes de charge dans un tube à diamètre constant et dans un tube de Cole de même longueur.

d = 3 mm D = 6, 7 mm

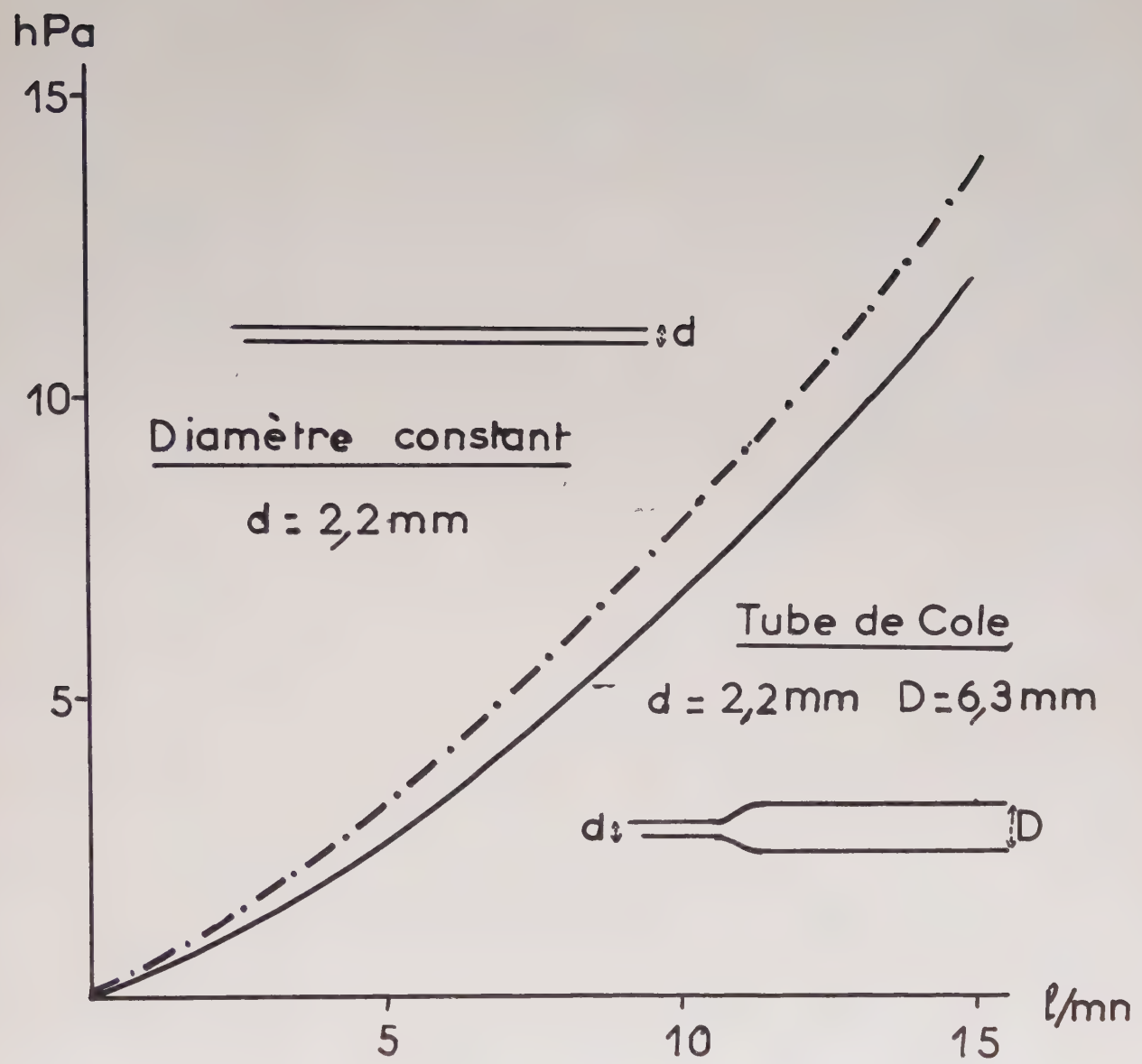


Figure 11 - Comparaison des pertes de charge dans un tube à diamètre constant et dans un tube de Cole de même longueur.

d = 2, 2 mm D = 6, 3 mm

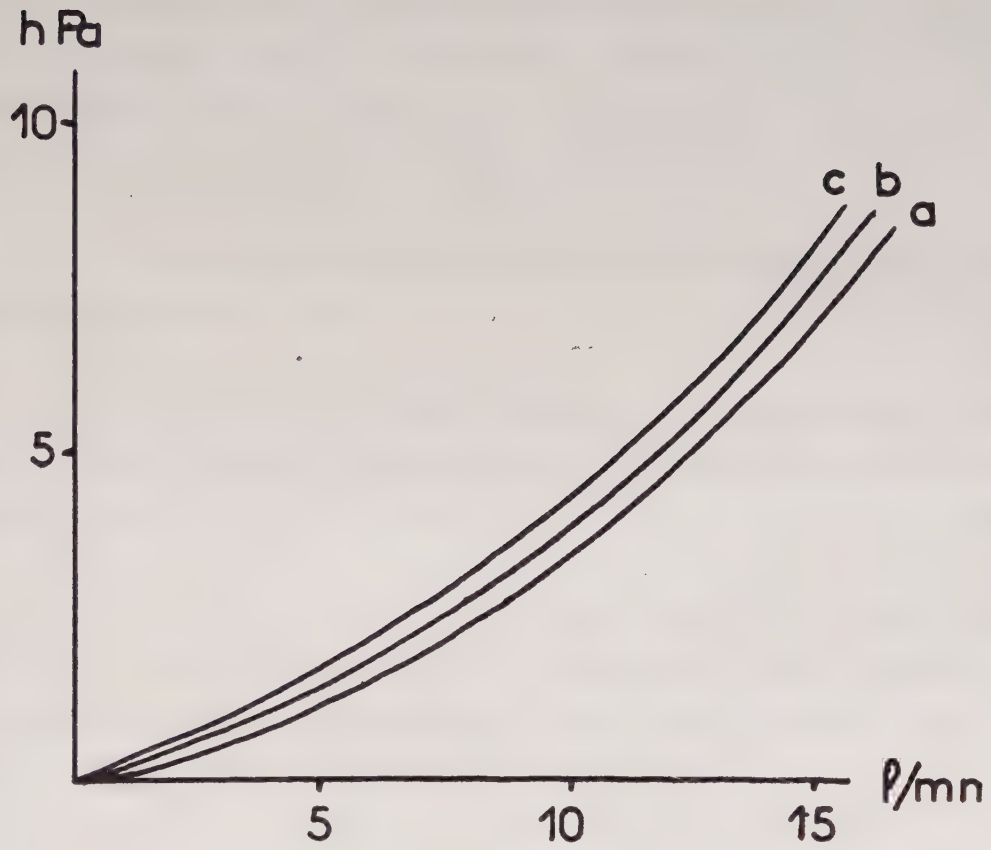


Figure 12 - Perte de charge en fonction des courbures.

(a, tube rectiligne; b, tube en quart de cercle,
c, tube en demi-cercle, ou 2 quarts de cercle
des convexités opposées).

e - Epaisseur de la paroi :

La paroi des sondes doit être assez rigide pour éviter les aplatissements et déformations, mais ne doit pas être très épaisse, l'épaisseur diminuant d'autant le calibre intérieur "utile".

La présence d'un ballonnet d'étanchéité intervient beaucoup sur le diamètre des sondes. Le ballonnet, bien que très fin, occupe autour du tube une certaine place. A son niveau, la sonde présente son diamètre extérieur le plus grand, conditionnant le passage par le larynx et surtout, chez l'enfant, celui de l'anneau cricoïdien inextensible.

La présence d'un ballonnet se fait aux dépens d'une diminution du calibre intérieur du tube.

De nombreux anesthésiologistes ne se servent chez l'enfant que de sondes lisses, démunies de ballonnet afin de pouvoir passer un tube de plus grand diamètre intérieur, celui-ci permettant une meilleure ventilation.

Les deux courbes de la figure 13 montrent que pour deux sondes de diamètre extérieur maximal de 7 mm mesuré pour la première au niveau du ballonnet (l'autre n'importe quel niveau) les pertes de charge sont bien plus élevées dans le tube muni d'un ballonnet.

II - Les raccords.

De nombreuses mesures faites avec des raccords de formes différentes ont montré que ceux-ci interviennent de façon notable pour modifier les pressions au niveau du circuit ventilatoire. Les raccords utilisés ont été :

- des raccords droits ou courbes sans angle vif,
- des raccords de sonde en T,

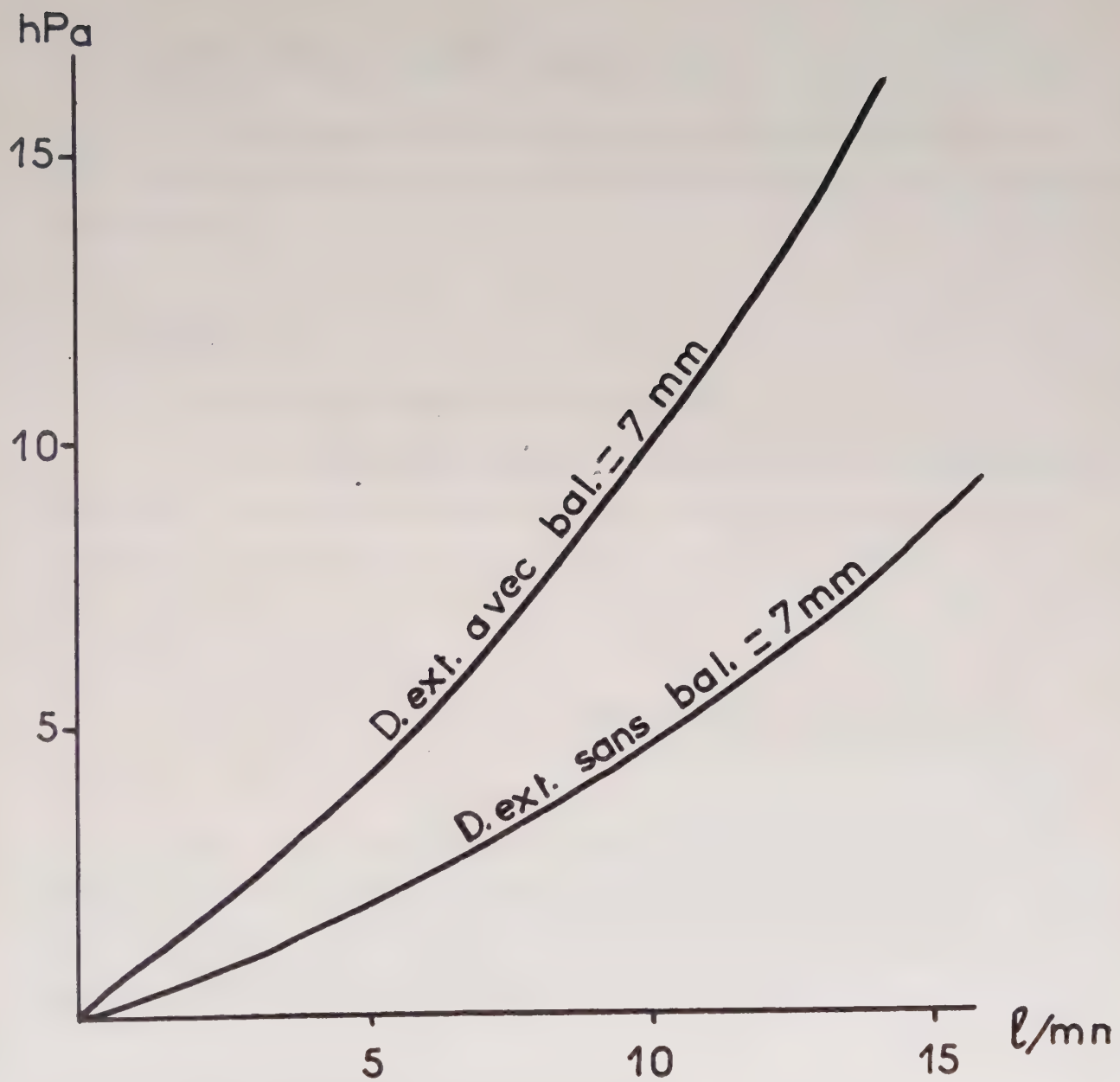


Figure 13 - Comparaison des pertes de charge de 2 tubes de même diamètre maximal extérieur, l'un sans ballonnet, l'autre avec.

- des raccords entre tuyaux de même calibre,
- des pièces intermédiaires.

a - Raccords droits ou courbes sans angle vif :

Tout se passe comme si la partie rétrécie du raccord avait un rôle , le diamètre de l'autre extrémité du raccord relié au circuit ventilatoire ne gênant pas.

b - Raccords en T :

Ces raccords présentent 3 branches :

- deux de diamètre intérieur constant de 11 mm, perpendiculaires entre elles, l'une reliée au circuit, l'autre, munie d'un bouchon, servant à l'aspiration éventuelle des sécrétions du malade; la troisième conique de diamètres variables selon le numéro du raccord, destinée au branchement sur les sondes d'intubation.

La figure 14, empruntée à JOLIS, montre des courbes débits-pertes de charge.

On remarque que, pour le matériel utilisé, chez le tout jeune enfant, la perte de charge due à la partie rétrécie est considérable ; par contre, pour l'adulte et le grand enfant, le processus est négligeable ainsi que les phénomènes de turbulence dus à l'angle de raccord.

c - Raccords entre tuyaux d'un même calibre :

La position interne ou externe d'un raccord a un grand retentissement sur les pressions ; un raccord interne diminue le calibre et provoque une perte de charge exactement comme la partie conique du raccord en T.

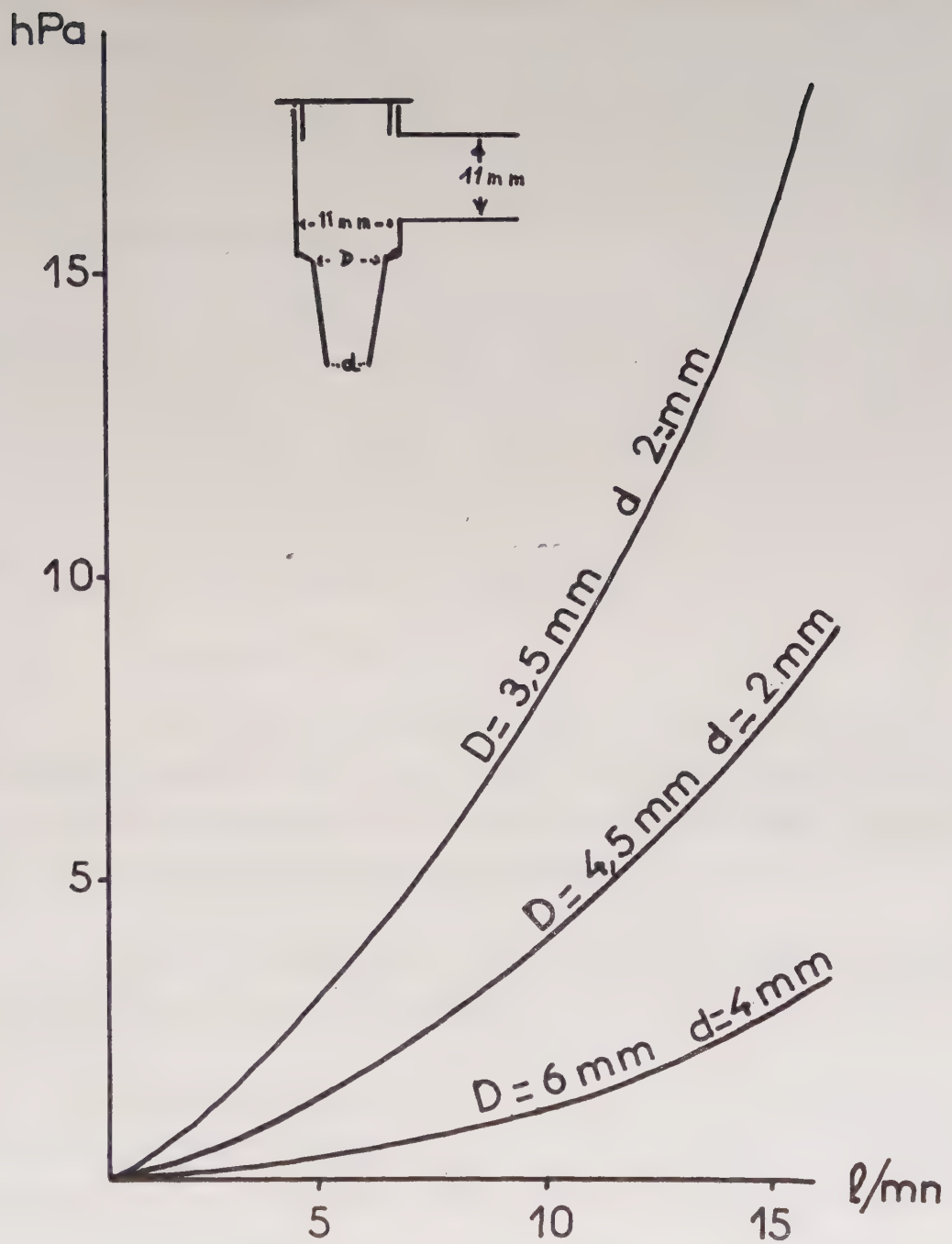


Figure 14 - Pertes de charges dans les raccords en T.
D'après JOLIS.

Pour cette raison les raccords doivent, surtout pour les petites sondes et les petits tuyaux , être placés à l'extérieur des tubes, comme des manchons (fig. 15)

Les courbes de la figure 15 illustrent nos études.

d - Pièces intermédiaires :

Les pièces intermédiaires ne jouent aucun rôle, elles sont en général placées en manchon extérieur et ne diminuent donc pas la section du circuit ventilatoire.

III - Pertes de charge dans les cuves à chaux :

Nous avons étudié :

- d'une part les pertes de charge dans des cuves à chaux de modèle classique (cylindres de 15 cm de long, fermés à chaque extrémités par des bouchons munis d'un cône de raccord de diamètre 20 mm, et garni d'une grille pour éviter la sortie des granulés de chaux sodée);

- d'autre part les pertes de charges dues à la chaux elle-même, les autres facteurs étant à éliminer.

Pour ce qui est des cuves à chaux, nous avons trouvé des pertes de charges minimes, dont la mesure nécessita l'emploi du manomètre à tube incliné, et pratiquement identiques pour 2 cuves de diamètres différents (60 et 70 mm) (fig. 16)

Quant à l'étude des pertes de charge en fonction de la hauteur de chaux sodée, (de 10 à 80 cm) nous l'avons étudiée dans un haut cylindre de

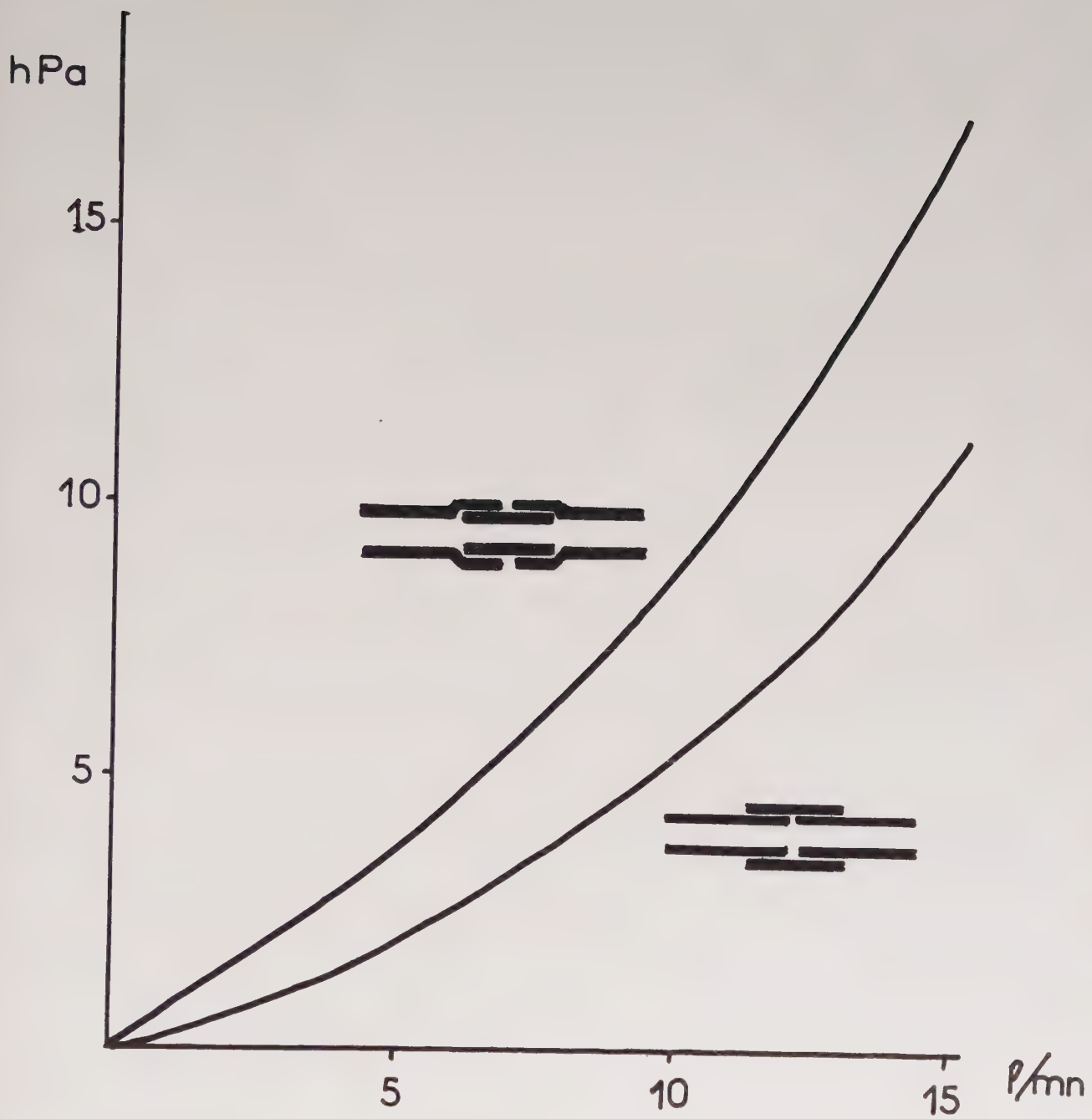


Figure 15 - Perte de charge selon la position, externe ou interne d'un raccord.
D'après JOLIS.

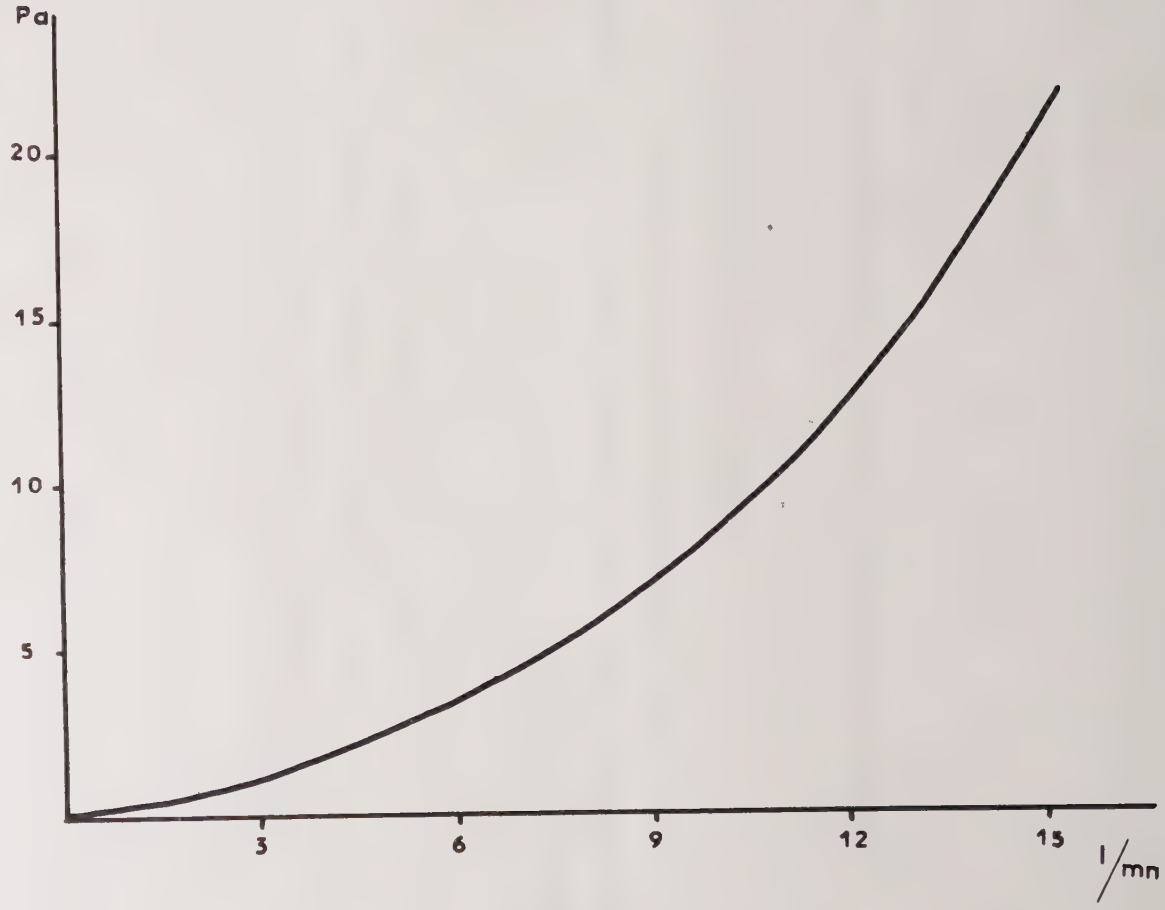


Figure 16 - Perte de charges dans 2 cuves à chaux.

6 cm de diamètre intérieur ; les pertes de charges sont assez faibles, et la courbe linéaire (fig. I7).

IV - Pertes de charge selon la nature du matériau.

L'étude comparative de l'écoulement dans des sondes faites de matériaux différents :

- caoutchouc,
- vinyle,
- polyéthylène,

n'a montré aucune différence dans les régimes de pressions.

V - Pertes de charge dans les soupapes :

La présence de soupapes de différents types (fig. I8) ne donne lieu à aucune perte de charge mesurable pour les modèles que nous avons étudiés ; (il est bien entendu que nous ne jugeons pas ici les autres avantages et inconvénients de ces soupapes).

Il faut seulement noter une très minime et très brève augmentation de pression juste avant que la soupape se soulève ou décolle de son siège ; cette "pression d'ouverture"de soupape est de l'ordre de 2 à 3 Pascals.

oOo

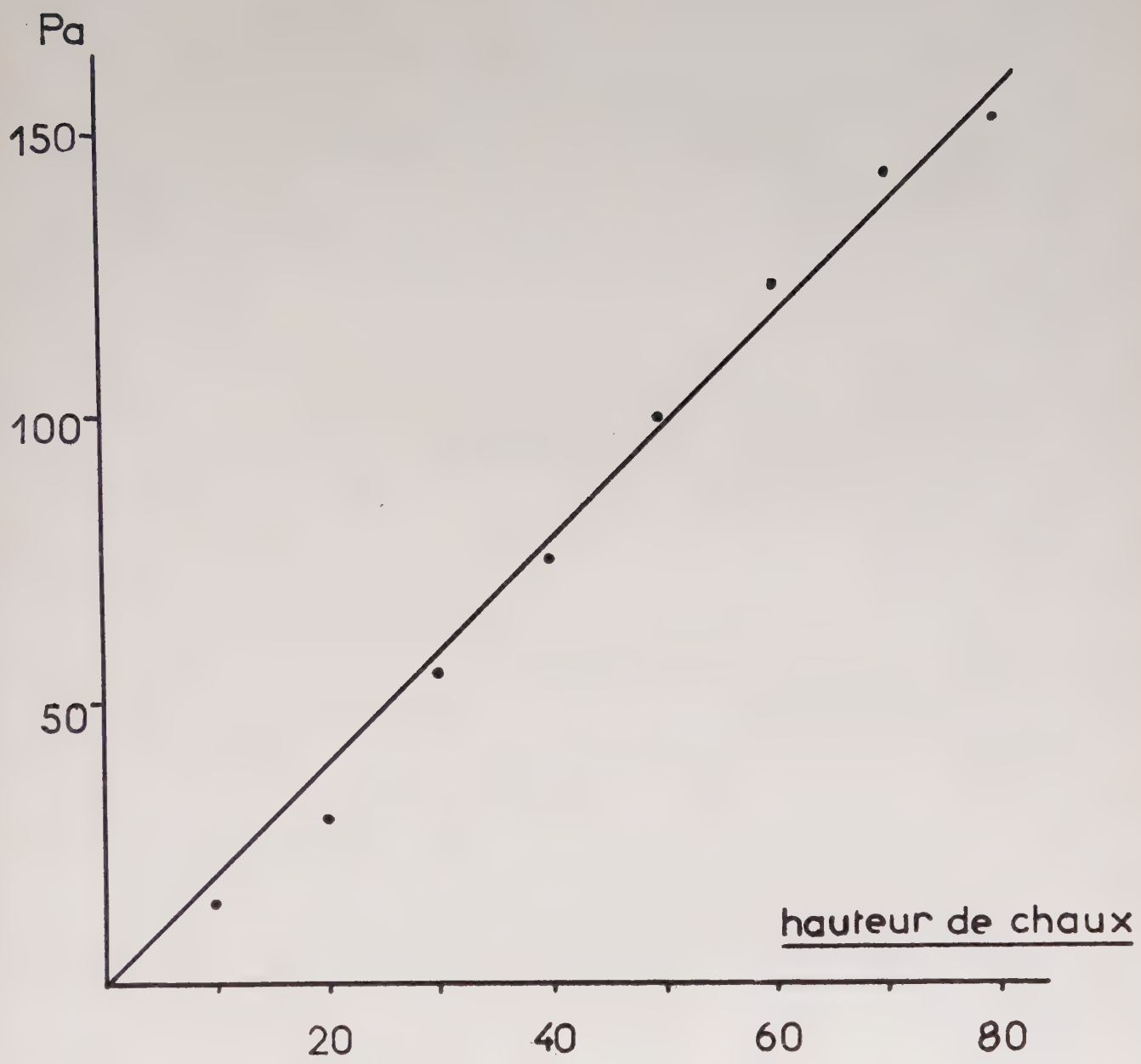
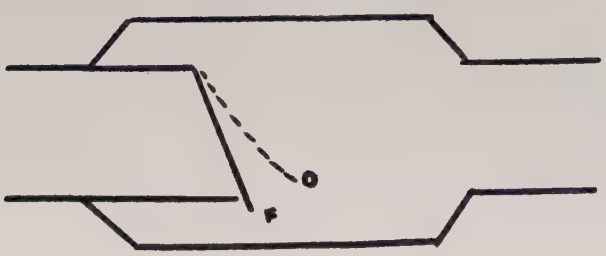
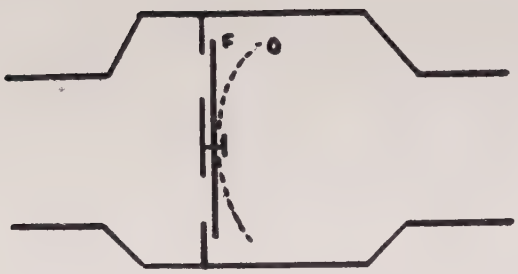


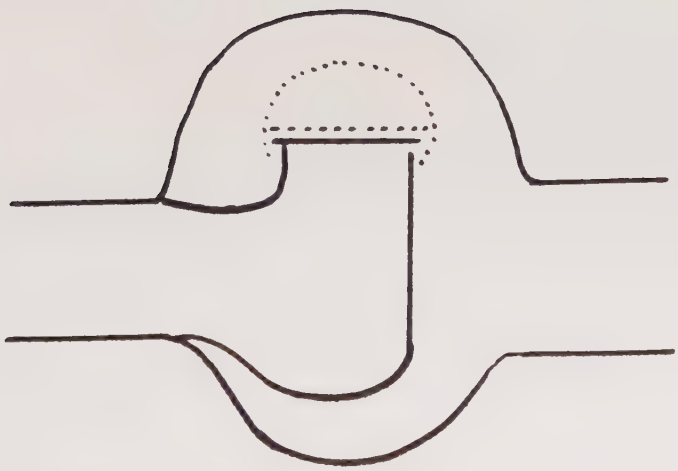
Figure 17 - Perte de charges en fonction de la hauteur de chaux.



Soupape
type incliné



Soupape
type membrane



Soupape
type Alluaume

Figure 18 - Différents types de soupapes.

TROISIEME PARTIE

ACTION DES PERTES DE CHARGE SUR LE FONCTIONNEMENT DES RESPIRATEURS ARTIFICIELS

Nous nous sommes attachée à mettre en évidence les conséquences des pertes de charge sur le fonctionnement des respirateurs artificiels par insufflation et sur la ventilation alvéolaire des malades bénéficiant d'une prothèse ventilatoire.

Le montage utilisé a été décrit dans la première partie, les pertes de charge étant provoquées en intercalant entre le circuit ventilatoire de l'appareil et le modèle de poumon des tubes de longueur égale (20 cm) et de diamètre décroissant (entre I0 et 3 mm).

Après avoir rappelé le principe de fonctionnement des respirateurs par insufflation, nous exposerons les résultats de notre expérimentation.

A - Principe de fonctionnement des insufflateurs.

Les insufflateurs sont des appareils qui réalisent une "insufflation pulmonaire" c'est-à-dire l'entrée d'une certaine quantité de gaz dans les poumons.

Cette action est principalement caractérisée par trois facteurs :

- la fréquence de l'insufflation,
- le volume de gaz insufflé,
- la pression d'insufflation mesurée au niveau de l'appareil,

Selon que le constructeur aura pris pour principe fondamental l'un de ces trois facteurs nous aurons :

- un appareil à fréquence fixe
- un relaxateur de volume ou
- un relaxateur de pression.

a - Appareils à fréquence fixe (fig. I9, A et B)

Les appareils dits à "fréquence fixe" mais qu'il serait peut-être plus précis de désigner sous le nom d'"appareils à fréquence constante" sont caractérisés par le fait que la fréquence, une fois fixée par l'opérateur reste stable, un dispositif d'échappement permet d'éviter les pressions excessives en écrêtant le cycle ; une fuite modérée n'arrête pas le fonctionnement efficace de l'appareil.

Les plus satisfaisants de ces appareils sont constitués par des pompes puissantes entraînées par des moteurs robustes (ENGSTROM, LUNDIA, SPIROMAT, S.F.4.).

Les deux temps de la ventilation peuvent être assistés. La fréquence et le débit sont réglables de façon indépendante.

b - Relaxateurs de volume (fig. 20 A et B)

Ce sont des appareils où un dispositif pneumatique, mécanique ou électrique ("Flip-Flop") provoque l'inversion du fonctionnement lorsqu'un volume choisi par l'opérateur a été envoyé dans le circuit respiratoire sur lequel est branché le malade.

Citons parmi ces appareils le R.P.3.

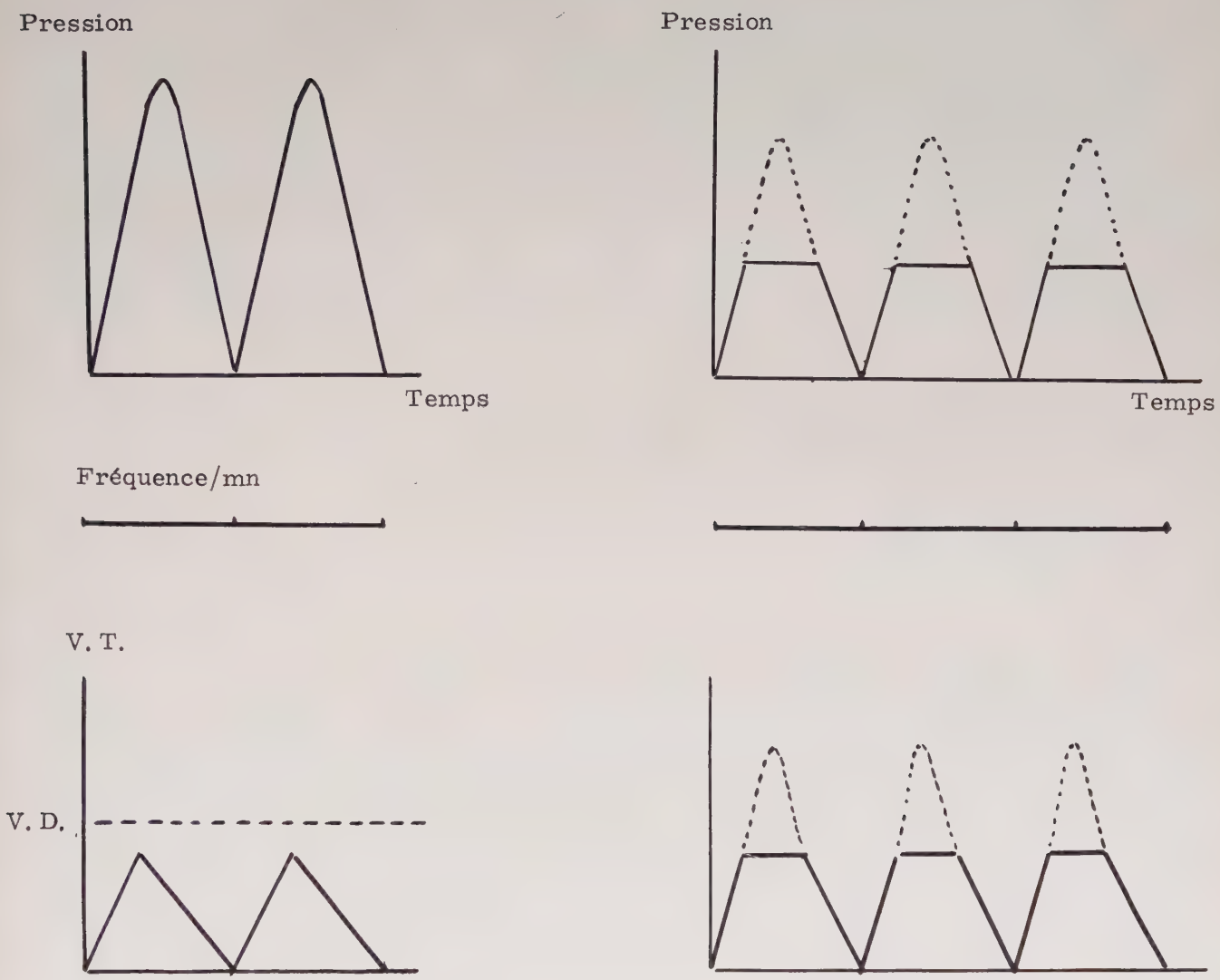


Figure 19 - Respirateur à fréquence constante.
A

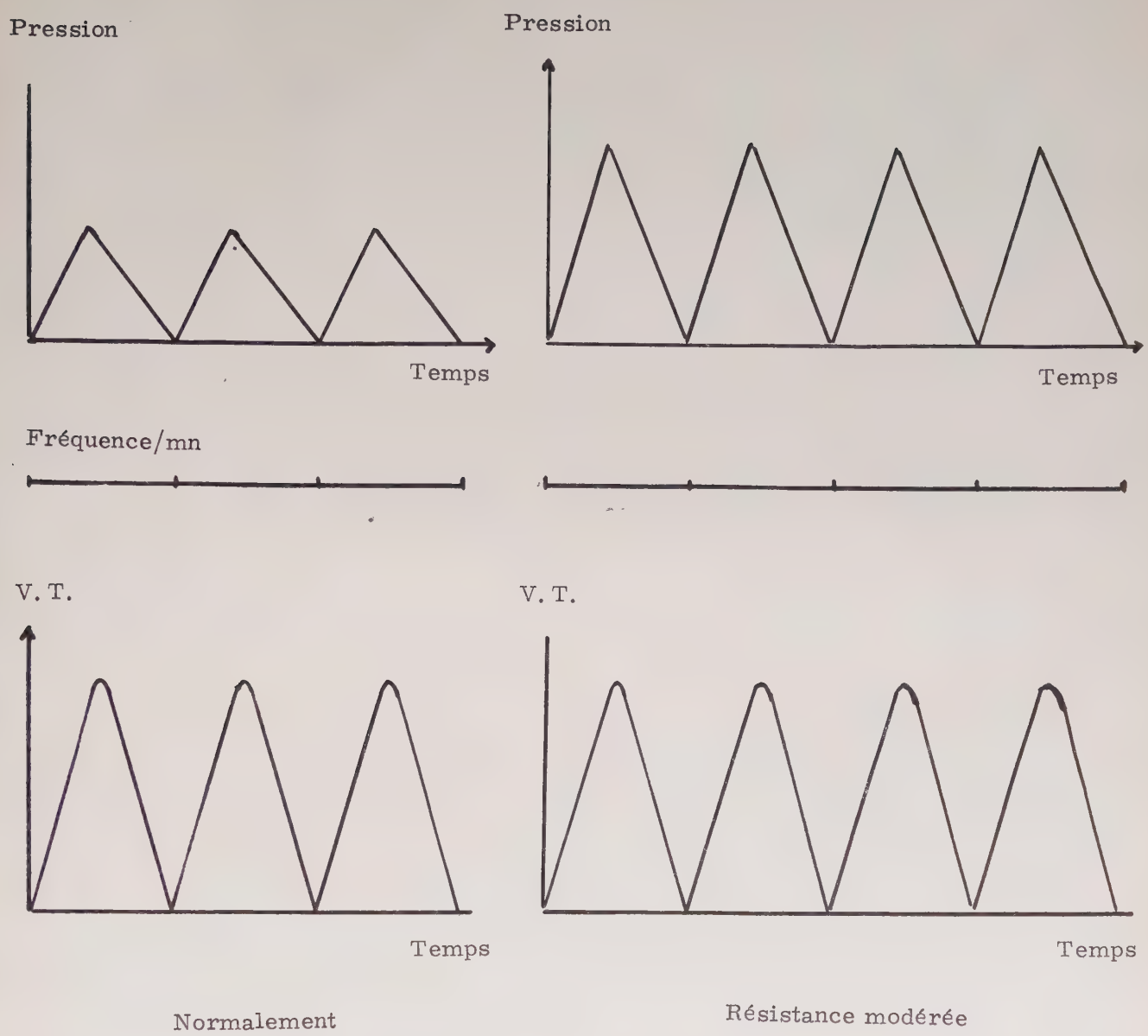


Figure 19 - Respirateur à fréquence constante.
B

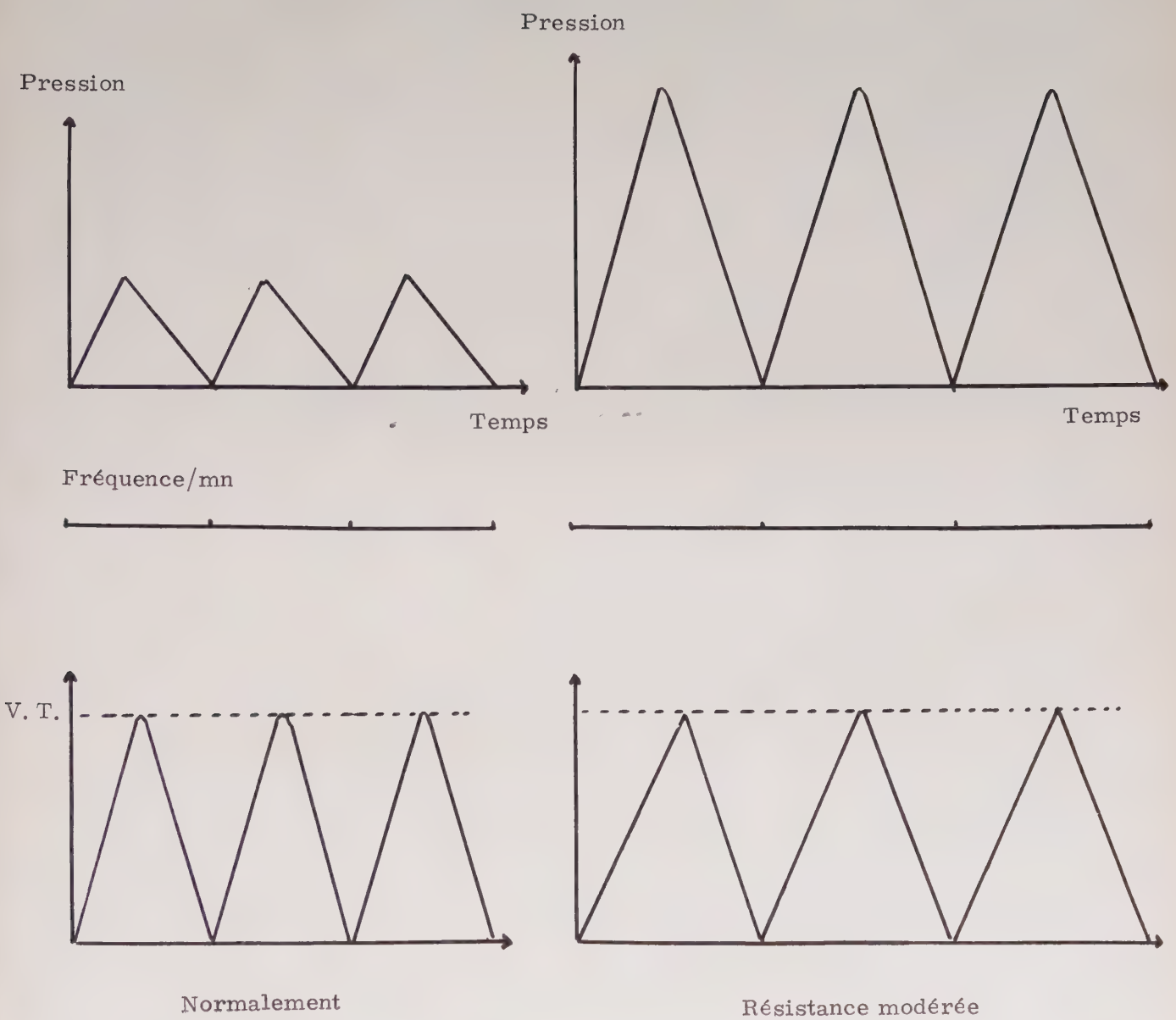


Figure 20 - Relaxateur de volume.
A

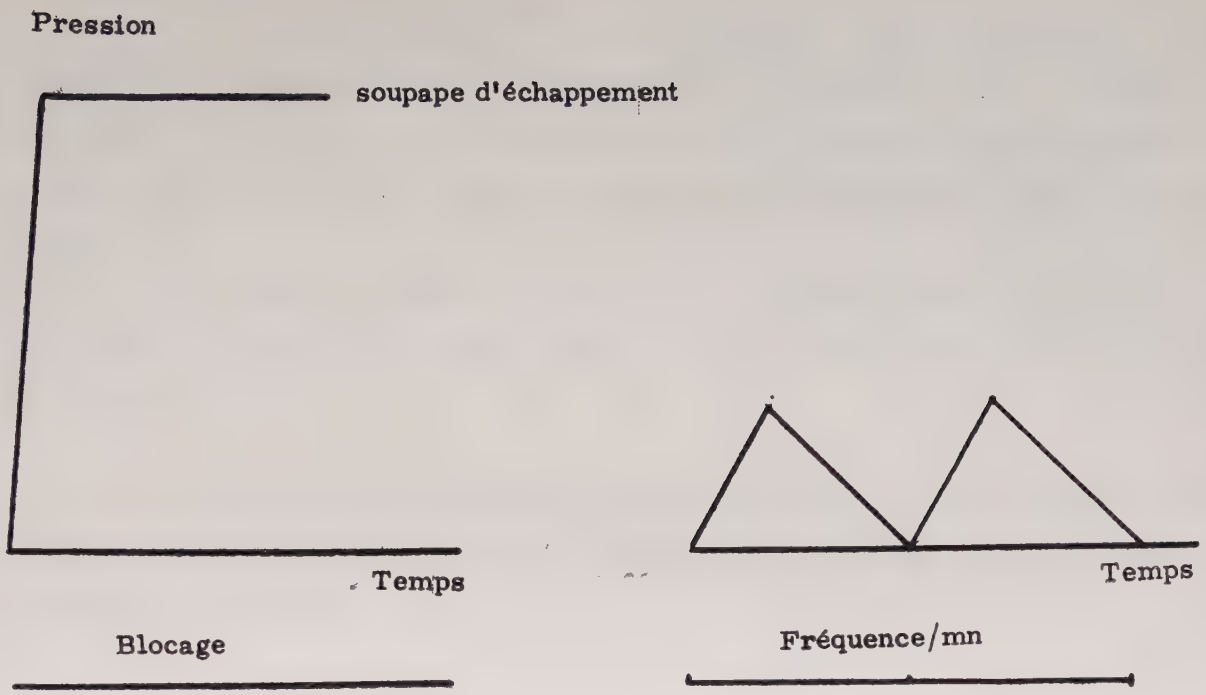


Figure 20 - Relaxateur de volume
B

c - Relaxateurs de pression (fig. 21 , A et B)

Ce sont des appareils où l'on règle seulement la pression maximale d'insufflation, et pour certains d'entre eux la dépression limite d'assistance expiratoire. Ici encore "un flip.-flop" provoque l'inversion du mouvement, qui oscille ainsi entre deux valeurs de pression, l'une positive, l'autre négative ou nulle.

Le règlage et la surveillance de ces appareils demandent une attention de tous les instants. Parmi ceux-ci citons le POLIOMAT, le PULMONAT de DRAEGER, le BIRD.

A côté de ces appareils d'utilisation clinique, existent un certain nombre de relaxateurs de pression figurant parmi les appareils portatifs de premier secours.

B - Action des pertes de charge sur le fonctionnement des appareils et la ventilation alvéolaire du malade :

Nous avons choisi comme volume d'espace mort du malade figuré le volume mort $V_D = 0,2$ litre.

La mesure de la ventilation effectuée grâce à un spirographe nous a permis d'évaluer la ventilation V' et la ventilation alvéolaire V'_A selon les équations classiques :

$V' = V_T \times f$ $\qquad$ V_T = volume courant

$V'_A = V' (VD \times f)$ $\qquad$ f = fréquence.

a - Action des résistances sur le fonctionnement du respirateur à fréquence constante :

Les mesures effectuées sur le respirateur à fréquence constante nous ont montré que lorsque les résistances étaient modérées, les pertes de charge

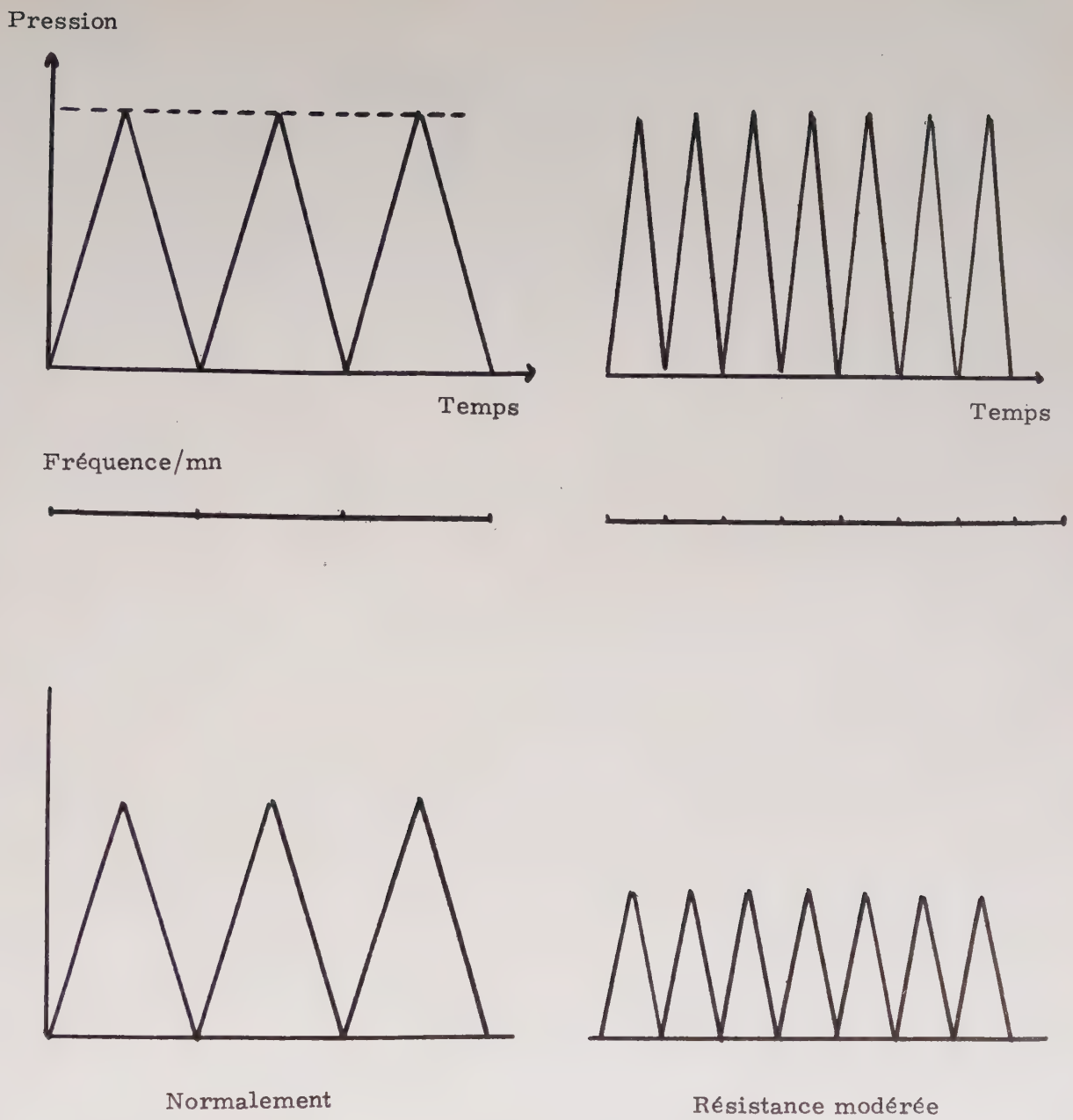
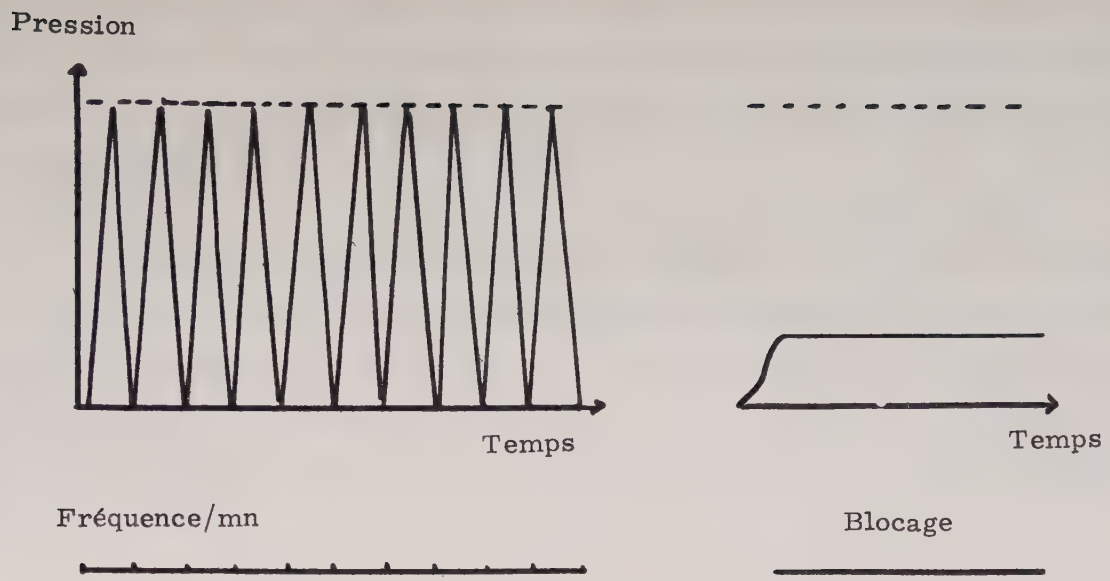
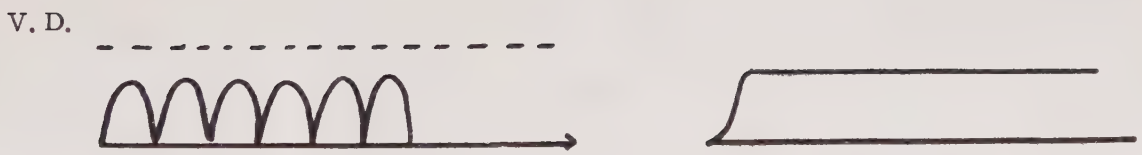


Figure 21 - Relaxateur de pression
A





Résistance très forte

Phénomène de fuite

Figure 21 - Relaxateur de pression
B

augmentaient mais que la ventilation alvéolaire du sujet restait satisfaisante (fig. 22), mais lorsque les pertes de charge étaient importantes la ventilation fournie par l'appareil tombait en dessous de la valeur de la ventilation de l'espace mort.

L'augmentation de la pression d'insufflation et la mise en oeuvre d'une aide expiratoire par pression négative d'exsufflation permettent dans une certaine mesure de pallier ces inconvénients. Ceci n'est possible que grâce à la puissance habituellement assez grande du moteur mouvant la pompe qui constitue l'élément essentiel du respirateur à fréquence constante.

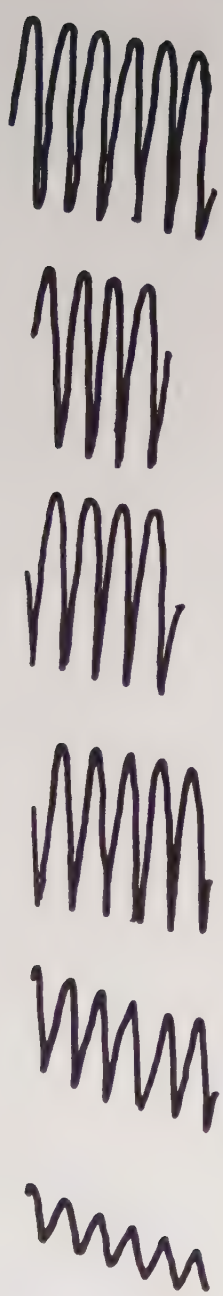
b - Relaxateurs de volume :

Ces relaxateurs n'ont pas de fréquence propre. Lorsqu'on oppose une résistance au fonctionnement d'un relaxateur de volume, le volume délivré par l'appareil est insufflé plus lentement, il en résulte une diminution de la fréquence de l'appareil, chaque cycle durant plus longtemps. La différence entre la quantité de gaz délivrée par l'appareil et la quantité de gaz reçue par le malade traduit un effet de compression des gaz dans le circuit d'insufflation comme le montre la figure 23 , la figure 23 montre l'action isolée des pertes de charge sur la fréquence.

c - Relaxateurs de pression

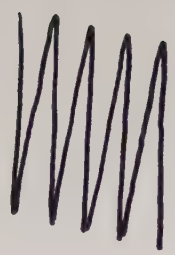
Ces relaxateurs n'ont pas non plus de fréquence propre.

Lorsqu'on oppose des résistances à un relaxateur de pression, si celles-ci sont modérées, le relaxateur de pression augmente la fréquence tandis qu'apparaît une diminution modérée du volume effectivement insufflé dans les poumons du malade ; si celles-ci sont grandes, la pression d'inversion de fonctionnement de l'appareil est atteinte très rapidement et la fréquence



Diamètre	V_T	V'	V'_A	V'_A	P
22 mn	0,56 l	11,21 l/mn		7,2 l/mn	50 Pa
10 mn	"	"		"	"
8 mn	"	"		"	120 Pa
6 mn	0,54 l	10,8 l/mn		6,8 l/mn	230 Pa
4 mn	0,34 l	6,8 l/mn		2,8 l/mn	350 Pa
3 mn	0,18 l	3,6 l/mn		nulle	480 Pa

Figure 22 - Action des résistances sur le fonctionnement d'un respirateur à fréquence stable (20/mn)



F	Diamètre	V_T	V'	V'_A	P
18	22 mn	0,64 l	11,52 l/mn	7,62 l/mn	+ 5 hPa

18,5	8 mn	0,64 l	11,52 l/mn	7,92 l/mn	+ 5 hPa

17,5	6 mn	0,62 l	10,85 l/mn	7,35 l/mn	+ 17 hPa

16,5	4 mn	0,61 l	10,06 l/mn	6,76 l/mn	+ 60

13	3 mn	0,52 l	6,76 l/mn	4,16 l/mn	+ 100

Figure 23 - Action des résistances sur le fonctionnement d'un relaxateur de volume (V_D = 0,2 litre)

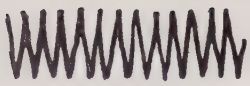
est augmentée de façon considérable tandis que la ventilation diminue, tombant parfois au-dessous de la ventilation de l'espace mort (figure 24).

Notons à cette occasion que, contrairement à ce qui se passe pour les relaxateurs de volume où la diminution de la fréquence est partiellement compensée par la diminution du volume d'espace mort ventilé par minute, dans un relaxateur de pression la fréquence augmente pendant que le volume courant diminue, ces deux éléments agissant dans le même sens pour concourir à la diminution de la ventilation alvéolaire.

A la limite lorsque les pressions de charge sont très élevées la ventilation devient nulle.

oOo

Résistance nulle : f = 46
V_T = 0,270 l
V' = 12,42 l/mn.
V'_A = 3,22 l/mn.



Résistance ϕ 5 mm : f = 51
V_T = 0,22 l
V' = 11,22 l/mn
V'_A = 1,02 l/mn.

Résistance ϕ 3 mm : f = 104
V_T = 0,04 l
V' = 4,16 l/mm
V'_A = nulle

Fig. 24 - Action des résistances sur le fonctionnement d'un relaxateur de pression (V_D = 0,2 litre).

CONCLUSION

Nous avons étudié les pertes de charge au niveau des différents éléments constitutifs des circuits ventilatoires utilisés en anesthésie et en réanimation respiratoire; nous croyons pouvoir tirer de notre travail les conclusions suivantes :

1 - Les pertes de charge sont peu importantes pour l'adulte lorsque l'appareillage est bien étudié.

2 - Les éléments donnant lieu aux pertes de charge les plus importantes sont la sonde d'intubation et la pièce raccordant celle-ci au circuit.

3 - Les pertes de charge peuvent devenir très élevées chez l'enfant, d'autant plus qu'il est plus jeune. Là encore, elles sont essentiellement dues aux sondes et à la partie rétrécie des raccords, ce qui justifie l'emploi de tubes de COLE et l'utilisation de raccords ne rétrécissant pas le calibre du tube.

4 - Il nous est apparu en étudiant sur modèle le retentissement des pertes de charge sur la ventilation et la ventilation alvéolaire que des pertes de charge importantes influençaient non seulement la fréquence des

relaxateurs de volume et en augmentant la fréquence des relaxateurs de pression - mais aussi en retentissant globalement sur la ventilation alvéolaire , ceci étant vrai pour les appareils à fréquence stable mais surtout pour les appareils à relaxation.

Il est donc important de tenir compte de ce phénomène de pertes de charge en anesthésie, principalement infantile, et surtout en ventilation artificielle prolongée en choisissant le matériel adéquat, en sachant appliquer les corrections rendues nécessaires par l'effet de compression réalisé à l'intérieur de l'appareillage, cet effet de compression étant d'autant plus fort que les pertes de charge sont plus élevées.

oOo

Vu, le Président de Thèse :

M. J. BAUMANN

Vu, le Doyen de la Faculté :

M. G. BROUET

Vu et permis d'imprimer
le Recteur de l'Académie de Paris

M. J. ROCHE

BIBLIOGRAPHIE

I - AVERY - The lung and its disorders in the newborn infant.

2 - CARA M.- Leçons sur les gaz. Cours d'Anesthéciologie, Paris I964 - I965.
Annales de l'Anesthésiologie Française - n° 4, p. 8I3 à 821.

3 - CARA M.- (I950) - De la circulation de l'air dans les appareils d'anesthésie et les voies aériennes.-
Anesthésie et Analgésie, 7, I, pages 21 à 42.

4 - CARA M.- (I952) - Bases physiques pour un essai de mécanique ventilatoire avec application à la cinésithérapie,
Le Poumon 5-6, 37I-427.

5 - COOK C.D.(I956) - Respiration and metabolism of Newborn infants,
8e Congrès International de Pédiatrie, Copenhague.

6 - DOGNON A. et SIMON G.-
Physique - collection du P.C.B.

7 - GLAUSER E.M., COOK et BOWGAS T.P.
(I96I) - Pressure Flow charactéristics and dead spaces of endotracheal tubes used in infants.
Anesthesiology, Mai-Juin , 22, 3, p. 339-34I.

8 - HUAULT G (I964) - Tétanos du nouveau-né, traitement par la ventilation artificielle et la curarisation prolongées.
IIIe partie, Thèse Paris (278 réf. Bibliographie).

9 - JOLIS P. - Quelques exemples de pertes de charge dans les circuits respiratoires et les sondes d'intubation chez l'enfant. Annales d'Anesthésiologie, Tome VI, n° 2, av. Mai, juin I965.

I0 - LEIGH and BELTON -

Pediatric anesthésiology.

Il - TOREMALM N.G. (Lund) I960 -

A heat and moisture exchanger after tracheotomy. Acta otolaryngol. Nov. Déc. fasc. 5-6, 46I-47I, 29 réf.

12 - SMITH C.A. - Physiology of the Newborn infants.

13 - SMITH R.M. - Anesthesia for infants and children.

oOo

EDITIONS A.G.E.M.P.
8 RUE DANTE
- PARIS V^e -
ODÉ 58-90